



UNIVERZITET U NIŠU
MAŠINSKI FAKULTET



Dušan Lj. Petković

**IZBOR BIOMATERIJALA -
VIŠEKRITERIJUMSKA ANALIZA I RAZVOJ
SISTEMA ZA PODRŠKU ODLUČIVANJU**

DOKTORSKA DISERTACIJA

Niš, 2016.



UNIVERSITY OF NIŠ
FACULTY OF MECHANICAL ENGINEERING



Dušan Lj. Petković

**SELECTION OF BIOMATERIALS - MULTI-
CRITERIA DECISION ANALYSIS AND
DEVELOPMENT OF DECISION SUPPORT
SYSTEM**

DOCTORAL DISSERTATION

Niš, 2016

Podaci o doktorskoj disertaciji

Mentor:	dr Goran Radenković, vanredni profesor, Univerzitet u Nišu, Mašinski fakultet u Nišu
Naslov:	IZBOR BIOMATERIJALA – Višekriterijumska analiza i razvoj sistema za podršku odlučivanju
Rezime:	<p>Razvoj društvene zajednice doveo je do sve veće upotrebe biomaterijala, koji se koriste za izradu proteza i implantata. U ovoj doktorskoj disertaciji obrađena je tema izbora biomaterijala pomoću metoda višekriterijumske analize. Najpre je opisana aktuelnost problema, te navedene metode koje se koriste za rešavanje problema izbora materijala. Nakon toga su objašnjeni principi višekriterijumske analize za izbor materijala i specifičnosti njene primene. Postojeće metode višekriterijumske analize su adaptirane, tako da mogu uspešno i pouzdano biti korišćene za izbor biomaterijala. Detaljno je opisan postupak tri metode koje su korišćene u disertaciji (Proširena TOPSIS metoda, Proširena WASPAS metoda i Sveobuhvatna VIKOR metoda) sa postupkom određivanja težinskih koeficijenata kriterijuma. Pored toga navedene su metode za upoređenje rešenja dobijenih primenom različitih metoda višekriterijumske analize. U sledećem poglavlju navedeni su osnovni podaci i zahtevi kod biomaterijala, a onda detaljno opisane klase metalnih biomaterijala. Razmatrane su tri studije slučaja izbora biomaterijala primenom višekriterijumske analize: izbor materijala pločice za unutrašnju fiksaciju kosti, izbor materijala tela endoproteze kuka i izbor materijala femoralne endoproteze kolena. Konačno, razvijen je Sistem za podršku odlučivanju (<i>MCDM Solver</i>) u koji su inkorporirani algoritmi adaptiranih metoda višekriterijumske analize. Provera i validacija ovog Sistema za podršku odlučivanju izvedena je kroz primenu na prethodno rešene studije slučajeve.</p>
Naučna oblast:	Proizvodni sistemi i tehnologije
Naučna disciplina:	Inženjerstvo materijala
Ključne reči:	Izbor materijala, Biomaterijali, Višekriterijumska analiza, Sistem za podršku odlučivanju, TOPSIS, VIKOR, WASPAS, Modifikovana digitalna logika, Metoda standardne devijacije
UDK:	620.1/.2:615.477.2]:519.8(043.3)
CERIF klasifikacija:	T 130 – Proizvodna tehnologija T 150 – Tehnologija materijala
Tip licence Kreativne zajednice:	CC BY-NC-ND

Data on Doctoral Dissertation

Doctoral Supervisor:	Dr. Goran Radenković, associate professor, University of Niš, Faculty of Mechanical Engineering
Title:	SELECTION OF BIOMATERIALS - Multi-criteria Decision Analysis and Development of Decision Support System
Abstract:	Community development has led to the increasing use of biomaterials, which are used for making prostheses and implants. The topic of this doctoral dissertation is selection of biomaterials by using multi-criteria decision making methods. First of all the material selection problem, its actuality and methods that used to solve the problem are described. Then the basic principles of multi-criteria decision making theory with specifics of its application for material selection are explained. Existing multi-criteria decision making methods are adapted so that they can be successfully and reliably used for the selection of biomaterials. The procedures of three methods used in this dissertation (Extended TOPSIS, Extended WASPAS and Comprehensive VIKOR) as well as methodology for determination of criteria weightings are described in detail. Furthermore it is outlined methods for comparison of solutions obtained by different methods. In the following chapter, basic definitions, terms and requirements regarding biomaterials are listed, which is followed by a detailed review of metallic biomaterials. Three case studies of biomaterials selection by means multi-criteria decision making methods are considered. The first one is selection of biomaterial for bone fixation plates, the second one is biomaterial selection for femoral part of hip prosthesis and the third one is selection of biomaterial for femoral component of knee prosthesis. Finally, it is developed a decision support system (<i>MCDM Solver</i>). in which adapted multi-criteria decision making methods are incorporated. Checking and validation of the developed decision support system is carried out through the use of the previously solved case studies.
Scientific Field:	Production systems and technologies
Scientific Discipline:	Materials engineering
Key Words:	Materials selection, Biomaterials, Multi-criteria decision making, Decision support system, TOPSIS, VIKOR, WASPAS, Modified digital logic, Standard deviation method
UDC:	620.1/.2:615.477.2]:519.8(043.3)
CERIF Classification:	T 130 – Production technology T 150 – Materials technology
Creative Commons License Type:	CC BY-NC-ND

ZAHVALNOST AUTORA

Ova doktorska disertacija predstavlja rezultat višegodišnjeg istraživanja u oblasti biomaterijala i primene metoda višekriterijumske analize za izbor materijala. Koristim ovu priliku da izrazim svoju zahvalnost i poštovanje svima koji su, na bilo koji način, doprineli da ova disertacija bude što kvalitetnije urađena.

Sa posebnim zadovoljstvom želim da izrazim najveću zahvalnost mentoru, dr Goranu Radenkoviću, vanrednom profesoru Mašinskog fakulteta u Nišu, za svestranu i nesebičnu pomoć, istraživačku slobodu i korisne savete tokom izrade ove disertacije.

Iskrenu zahvalnost dugujem članovima komisije za ocenu i odbranu doktorske disertacije: dr Miroslavu Trajanoviću, dr Fatimi Živić, dr Miloradu Mitkoviću i dr Miroslavu Radovanoviću za dragocene sugestije i savete za vreme izrade doktorske disertacije.

Posebnu zahvalnost želim da iskažem prijatelju i kolegi, dr Milošu Madiću, asistentu Mašinskog fakulteta u Nišu, od koga sam mnogo toga naučio i čiji su mi saveti značajno olakšali rad na izradi doktorske disertacije.

Veliku zahvalnost dugujem Marku Kovačeviću, čija je pomoć bila od presudnog značaja za razvoj sistema za podršku odlučivanju.

Naročito sam zahvalan mojim roditeljima, Mileni i Ljubomiru, što su imali razumevanje i strpljenje, što su me podržavali, verovali i bili uz mene svih ovih godina.

Zahvaljujem se mom profesoru srpskog jezika i književnosti, Miroslavu Đorđeviću, koji je uradio lekturu i korekturu teksta disertacije.

Zahvaljujem se i dragim prijateljima koji su imali razumevanje za moju posvećenost izradi disertacije.

U Nišu, 2016. godine

Dušan Petković

Sadržaj

Podaci o doktorskoj disertaciji.....	iii
Data on Doctoral Dissertation	iv
Zahvalnost autora.....	v
Sadržaj.....	vi
Termini	xi
Skraćenice i oznake	xiv
Spisak slika.....	xvi
Spisak tabela.....	xix
1. UVOD	1
1.1. Definicija i istorijski razvoj materijala.....	1
1.2. Podela materijala.....	3
1.2.1. Metali	4
1.2.2. Keramika	5
1.2.3. Polimeri.....	5
1.2.4. Kompoziti	7
1.2.5. Napredni materijali	7
1.3. Svojstva materijala.....	8
1.3.2. Fizička svojstva.....	11
1.3.3. Hemijska svojstva	12
1.3.4. Tehnološka svojstva	12
1.4. Nauka o materijalima i inženjerstvo materijala	13
1.5. Značaj izučavanja materijala	14
1.6. Perspektiva inženjerstva materijala	15
2. IZBOR MATERIJALA	17
2.1. Značaj pravilnog izbora materijala	17
2.2. Izbor materijala u procesu inženjerskog konstruisanja	18
2.3. Proces izbora materijala	21
2.3.1. Identifikovanje zahteva za dizajn proizvoda.....	23
2.3.2. Identifikovanje potencijalnih materijala - translacija	25

2.3.3. Ocenjivanje materijala.....	26
2.3.4. Finalna razmatranja i donošenje odluke o izboru materijala	28
2.4. Inicijalna selekcija – skrining materijala.....	30
2.5. Atributi materijala	30
2.6. Pokazatelji i kritični aspekti materijala	31
2.7. Kratak prikaz postojećih formalizovanih metoda za skrining materijala	32
2.7.1. Cena po jedinici svojstva.....	33
2.7.2. Metod upitnika	33
2.7.3. Sistemi zasnovani na znanju.....	34
2.7.4. Veštačke neuronske mreže	35
2.7.5. Zaključivanje na osnovu slučajeva	35
2.7.6. Grafička metoda	36
2.7.7. Sistemi za izbor materijala pomoću računara	38
2.8. Troškovi ulaganja u znanje iz oblasti inženjerstva materijala	39
2.9. Troškovi loših odluka pri izboru materijala	40
3. OSNOVE TEORIJE ODLUČIVANJA	41
3.1. Osnovni pojmovi odlučivanja.....	41
3.2. Interdisciplinarnost odlučivanja	42
3.3. Faze procesa odlučivanja.....	43
3.4. Vrste odluka.....	45
3.5. Problem višekriterijumskog odlučivanja	47
3.5.1. Matematički modeli višekriterijumskog odlučivanja	49
3.5.2. Matematički model višeatributivnog odlučivanja	51
3.5.3. Višekriterijumska analiza	52
3.5.3.1. Definisanje problema i struktura modela višekriterijumske analize	53
3.5.3.2. Alternative i kriterijumi u modelu višekriterijumske analize	55
3.5.3.3. Atributi i njihova klasifikacija.....	56
3.5.3.4. Skale merenja atributa (performansi alternativa).....	57
3.5.3.5. Kvantifikacija kvalitativnih atributa	58
3.5.3.6. Fazi skale	58
3.5.3.7. Skale za poređenje po parovima	59
4. METODE VIŠEKRIERIJUMSKE ANALIZE ZA IZBOR MATERIJALA.....	60
4.1. Opravdanost korišćenja metoda višekriterijumske analize za izbor materijala	60

4.2. Struktura podataka pri izboru materijala	62
4.3. Pregled dosadašnjih istraživanja	62
4.4. Nedovoljno istražene oblasti i pravci daljnih istraživanja.....	88
4.5. Proces rešavanja problema višekriterijumske analize.....	92
4.6. Pregled postojećih metoda višekriterijumske analize	94
4.7. Metode višekriterijumske analize korišćene u disertaciji.....	98
4.7.1. Proširena TOPSIS metoda	98
4.7.2. Proširena WASPAS metoda.....	100
4.7.3. Sveobuhvatna VIKOR metoda.....	102
4.8. Metodologija određivanja težinskih koeficijenata kriterijuma koja je korišćena u disertaciji	105
4.8.1. Određivanje objektivnih težinskih koeficijenata kriterijuma	107
4.8.2. Određivanje subjektivnih težinskih koeficijenata kriterijuma.....	107
4.9. Određivanje zbirnog ranga alternativa kod složenih problema izbora materijala.....	108
4.9.1. Upoređenje rešenja dobijenih primenom različitih metoda višekriterijumske analize	109
4.9.2. Spearman-ov koeficijent korelacije.....	109
4.9.3. Kendall-ov koeficijent korelacije.....	109
5. BIOMATERIJALI	111
5.1. Istorijski aspekti i značaj razvoja biomaterijala	111
5.2. Definicija, klasifikacija i primena biomaterijala	112
5.3. Problemi nauke o biomaterijalima	115
5.4. Neophodna svojstva biomaterijala.....	117
5.5. Interakcija ćelija i tkiva sa biomaterijalima i biodegradacija.....	119
5.5.1. Biokompatibilnost.....	120
5.5.2. Koroziona postojanost.....	123
5.5.3. Mehanička svojstva.....	124
5.5.4. Otpornost na habanje	127
5.5.5. Osteointegracija	128
5.6. Metalni biomaterijali.....	129
5.6.1. Nerđajući čelici	129
5.6.2. Titan i njegove legure	132
5.6.3. Kobaltove superlegure	138

6. IZBOR BIOMATERIJALA PRIMENOM METODA VIŠEKRITERIJUMSKE ANALIZE.....	143
6.1. Čvrstotkivni implantati.....	143
6.2. Izbor materijala pločice za unutrašnju fiksaciju preloma kosti	144
6.2.1. Opis problema	144
6.2.2. Pločice za unutrašnju fiksaciju kosti	145
6.2.3. Izbor kriterijuma za ocenu materijala.....	147
6.2.4. Formiranje liste potencijalnih biomaterijala.....	150
6.2.5. Određivanje subjektivnih težinskih koeficijenata kriterijuma pomoću MDL metode.....	156
6.2.6. Određivanje objektivnih težinskih koeficijenata kriterijuma.....	157
6.2.7. Rezultati rangiranja materijala primenom proširene TOPSIS metode	157
6.2.8. Rezultati rangiranja materijala primenom proširene WASPAS metode.....	159
6.2.9. Rezultati rangiranja materijala primenom sveobuhvatne VIKOR metode	159
6.2.10. Upoređenje rezultata i diskusija	160
6.3. Implantati za zamenu zglobova.....	163
6.4. Izbor materijala endoproteze kuka	164
6.4.1. Opis problema	164
6.4.2. Izbor kriterijuma za ocenu biomaterijala za telo endoproteze kuka	170
6.4.3. Određivanje subjektivnih težinskih koeficijenata kriterijuma pomoću MDL metode.....	173
6.4.4. Određivanje objektivnih težinskih koeficijenata kriterijuma.....	174
6.4.5. Rezultati rangiranja materijala primenom proširene TOPSIS metode	176
6.4.6. Rezultati rangiranja materijala primenom proširene WASPAS metode.....	177
6.4.7. Rezultati rangiranja materijala primenom sveobuhvatne VIKOR metode	178
6.4.8. Upoređenje rezultata i diskusija	178
6.5. Izbor materijala za zamenu kolena	181
6.5.1. Opis problema	181
6.5.2. Izbor kriterijuma za ocenu biomaterijala za izradu femoralnog dela endoproteze kolena	184
6.5.3. Određivanje subjektivnih težinskih koeficijenata kriterijuma pomoću MDL metode.....	187
6.5.4. Određivanje objektivnih težinskih koeficijenata kriterijuma.....	188
6.5.5. Rezultati rangiranja materijala primenom proširene TOPSIS metode	189
6.5.6. Rezultati rangiranja materijala primenom proširene WASPAS metode.....	191
6.5.7. Rezultati rangiranja materijala primenom sveobuhvatne VIKOR metode	191
6.5.8. Upoređenje rezultata i diskusija	192
7. RAZVOJ SISTEMA ZA PODRŠKU ODLUČIVANJU	195

7.1. Sistemi za podršku odlučivanju	195
7.2. MCDM Solver	197
7.2.1. Opšti algoritam.....	198
7.2.2. Algoritam određivanja težinskih koeficijenata kriterijuma	202
7.2.2.1. Algoritam određivanja objektivnih težinskih koeficijenata kriterijuma.....	203
7.2.2.2. Algoritam određivanja subjektivnih težinskih koeficijenata kriterijuma	204
7.2.3. Algoritam rešavanja problema VKA primenom proširene TOPSIS metode.....	205
7.2.4. Algoritam rešavanja problema VKA primenom proširene WASPAS metode.....	206
7.2.5. Algoritam rešavanja problema VKA primenom sveobuhvatne VIKOR metode	207
7.3. Rešenje problema izbora biomaterijala primenom MCDM Solver-a	208
8. ZAKLJUČNA RAZMATRANJA I PRAVCI DALJNIH ISTRAŽIVANJA	209
8.1. Zaključna razmatranja	209
8.2. Pravci daljnih istraživanja.....	211
LITERATURA	213
PRILOZI	230
Prilog 1. O odlukama i odlučivanju	230
Prilog 2. Rangiranja materijala pločice za unutrašnju fiksaciju kosti pomoću MCDM Solver-a	232
Prilog 3. Rezultati rangiranja materijala tela endoproteze kuka pomoću MCDM Solver-a	236
Prilog 4. Rezultati rangiranja materijala endoproteze kolena pomoću MCDM Solver-a	240
BIOGRAFIJA AUTORA.....	244

TERMINI

Alternative – Moguća/izvodljiva rešenja problema odlučivanja.

Atribut materijala – Svojstvo, kvalitet, karakteristika ili performansa materijala po zadatom kriterijumu.

Atribut/performansa – Karakteristika alternative po posmatranom kriterijumu, tj. nivo dostizanja kriterijuma.

Biokompatibilnost – Svojstvo materijala da bude kompatibilan sa živim tkivima, tj. da ne izaziva njihovo oštećenje ili nepovoljnu reakciju tkiva.

Biomaterijali – Posebna klasa materijala, koja se koristi u medicini za lečenje i/ili zamenu obolelih ili oštećenih delova tela odnosno organa.

Ciljani ili targetirani kriterijumi (engl. Target criteria) – Kriterijumi gde je interes donosioca odluke da postigne ciljanu vrednost funkcije kriterijuma, kakvi su, na primer, postizanje performansi biomaterijala koje odgovaraju vrednostima prirodnih živih tkiva.

Digitalna logika – Metoda za određivanje težinskih koeficijenata kriterijuma.

Donosilac odluke – Pojedinaac, grupa ljudi ili cela organizacija koja ima nadležnost odlučivanja i snosi celokupnu odgovornost za donesenu odluku.

Ekspertni sistemi – Programi koji koriste ljudsko znanje radi rešavanja problema koji zahtevaju ljudsku inteligenciju.

Imlantat – Uređaj koji se ugrađuje u organizam, a ima ulogu da u potpunosti ili delimično zameni funkciju nekog anatomskog dela tela.

In vitro – Termin koji se koristi za biomedicinska ispitivanja koja se izvode u epruveti (na staklu).

In vivo – Termin koji se koristi za biomedicinska ispitivanja koja se izvode u živom organizmu.

Inicijalna (gruba) selekcija materijala – Eliminisanje kandidata materijala ili grupe materijala čiji su jedan ili više atributa izvan granica definisanih ograničenjima.

Inženjerstvo materijala (eng. Materials Engineering) – Naučna disciplina koja se bavi projektovanjem i proizvodnjom materijala sa unapred definisanim svojstvima; bavi se razvojem novih proizvoda i tehnike za obradu i izbor materijala

Kendall-ov koeficijent korelacije – Koristi se za merenje stepena korelacije najmanje tri skupa rangova.

Kriterijumi – Predstavljaju osnovu za ocenu alternativa, pri čemu je njihov značaj određen odgovarajućim težinskim koeficijentima.

Kvalitativni atributi – Karakteristike alternativa čija priroda ne dozvoljava da se direktno kvantifikuju (izmere), već se opisno iskazuju. Kvalitativni atributi su: obradivost, bikompatibilnost koroziona postojanost i sl.

Kvantitativni atributi – Karakteristike alternativa koje se mogu meriti precizno i izraziti određenim mernim jedinicama na tzv. kardinalnim skalama (intervalnoj skali ili skali odnosa - relacionoj skali). Kvantitativni atributi su: cena, gustina, čvrstoća, žilavost, modul elastičnosti i sl.

Maksimizacioni, prihodni ili benefitni kriterijumi (engl. Beneficial criteria) – Kriterijumi gde je interes donosioca odluke da postigne maksimalnu vrednost funkcije kriterijuma, kakvi su maksimizacija dobiti, kvaliteta, čvrstoće i sl.

Minimizacioni, rashodni ili nebenefitni kriterijumi (engl. Non-beneficial criteria) – Kriterijumi gde je interes donosioca odluke da postigne minimalnu vrednost funkcije kriterijuma, kakvi su minimizacija troškova, cene, mase, utroška materijala itd.

Modifikovana digitalna logika – Metoda za određivanje subjektivnih težinskih koeficijenata kriterijuma.

Nano-materijali – Prefiks „nano“ ukazuje na to da su dimenzije strukturnih elemenata kontrolisane do nivoa reda veličine nanometra (10^{-9} m).

Napredni materijali (eng. Advanced materials) – Materijali izrađeni postupcima visokih tehnologija (eng. High-tech). To su uglavnom klasični materijali iz bilo koje grupacije, čija su svojstva unapređena, ili su iz klase novorazvijenih materijala sa izrazito visokim svojstvima.

Nauka o materijalima (eng. Materials Science) – Naučna disciplina koja se odnosi na istraživanje veze između strukture i svojstava materijala u cilju proizvodnje novih materijala.

Odluka – Rezultat procesa odlučivanja u kome se vrši ocena većeg broja alternativa, a donosi se radi postizanja određenog cilja.

Pametni materijali (engl. Smart materials) – Grupa novih, savremenih materijala u razvoju, čiji naziv potiče od sposobnosti da osete promene u okruženju i na taj stimulans odgovore na unapred definisan način.

Pokazatelj materijala (engl. Material index) – Kombinacija svojstava koja najbolje opisuje ponašanje materijala u pogledu nekog kriterijuma.

Revidirana Simos-ova metoda (engl. Revised Simos' weighting method) – Metoda za određivanje težinskih koeficijenata kriterijuma

Sistem za podršku odlučivanju – Informacioni sistem koji ima za cilj da podržava procese donošenja odluke.

Spearman-ov koeficijent korelacije – Koristi se za merenje stepena korelacije dva skupa rangova.

Stepen sigurnosti donosioca odluke – Mera poverenja donosioca odluke za sračunate subjektivne težinske koeficijente kriterijuma.

Svojstvo materijala (engl. Property) – Predstavlja reakciju (odgovor) materijala na neki spoljašnji uticaj (stimulans).

Težinski koeficijent kriterijuma – Stepem značajnosti svakog kriterijuma izražen kvantitativno u intervalu od 0 do 1.

Višeatributivno odlučivanje – Problem izbora jedne alternative iz konačnog skupa unapred poznatih alternativa. Uglavnom se svodi na problem određivanja potpunog ili delimičnog redosleda (rang liste) alternativa.

Višeciljno odlučivanje – Problem nalaženja najboljih rešenja sa eksplicitno definisanim kriterijumima i ograničenjima u analitičkim obliku. U ovom slučaju dopustiva rešenja ne moraju biti unapred poznata, samim tim ni njihov broj.

Višekriterijumska analiza – U domaćoj literaturi uobičajeni termin za višeatributivno odlučivanje.

Višekriterijumsko odlučivanje – Problem nalaženja najboljeg rešenja u situacijama kada postoji veći broj, najčešće, konfliktnih kriterijuma.

SKRAĆENICE I OZNAKE

<i>AHP</i>	Analytic Hierarchy Process
<i>ANP</i>	Analytic Network Process
<i>CES</i>	Cambridge Material Selector
<i>COPRAS</i>	Complex Proportional Assessment
<i>COPRAS-G</i>	Complex Proportional Assessment of alternatives with gray relations
<i>DEMATEL</i>	Decision Making Trial and Evaluation Laboratory
<i>DL</i>	Digital Logic
<i>ELECTRE</i>	Elimination Et Choix Traduisant la Realite' (engl. Elimination and Choice Expressing the Reality)
<i>EVAMIX</i>	Evaluation of Mixed Data
<i>EXPROM2</i>	Extended PROMETHEE II
<i>FAHP</i>	Fazi AHP
<i>GRA</i>	Grey Relation Analysis
<i>HOQ</i>	House of Quality
<i>IAMS</i>	Integral Aided Material Selection
<i>LAM</i>	Linear Assignment Method
<i>MAUT</i>	Multi-Attribute Utility Theory
<i>MDL</i>	Modified digital logic
<i>MOORA</i>	Multi-Objective Optimization on the basis of Ratio Analysis
<i>MULTIMOORA</i>	Full Multiplicative MOORA
<i>OCRA</i>	Operational Competitiveness Rating Analysis
<i>ORESTE</i>	Organization, Rangement Et Synthese De Donnes Relationnelles
<i>PROMETHEE</i>	Preference Ranking Organisation Method for Enrichment Evaluations
<i>PSI</i>	Preference Selection Index
<i>QFD</i>	Quality Function Development
<i>RPA</i>	Reference Point Approach
<i>SzPO</i>	Sistem za podršku odlučivanju
<i>TOPSIS</i>	Technique for Order Preference by Similarity to Ideal Solution
<i>UMLV</i>	Uncertain Membership Linguistic Variable
<i>UTA</i>	Utility Additive
<i>VAO</i>	Višeatributivno odlučivanje
<i>VCO</i>	Višeciljno odlučivanje
<i>VIKOR</i>	Višekriterijumsko KOMPromisno Rangiranje
<i>VKA</i>	Višekriterijumska analiza
<i>VKO</i>	Višekriterijumsko odlučivanje
<i>WASPAS</i>	Weighted Aggregated Sum Product ASsessment
<i>WPIM</i>	Weighted Property Index Method
<i>WPM</i>	Weighted Product Method
<i>WSM</i>	Weighted Sum Method
<i>UHMWPE</i>	Polietilen visoke molekulske mase

λ	Parametar koji se pojavljuje kod WASPAS metode
η	Stepen sigurnosti donosioca odluke
ν	Težina strategija zadovoljenja većine kriterijuma
$Q_i^{(2)}$	Kriterijum optimalnosti kod WPM metode
$Q_i^{(1)}$	Kriterijum optimalnosti kod WSM metode
σ_j	Standardna devijacija
φ_S	<i>Spearman</i> -ov koeficijenta korelacije
φ_K	<i>Kendall</i> -ov koeficijenta korelacije
C_i	Relativna blizina alternativa idealnom rešenju
m	Broj alternativa
n	Broj kriterijuma
P_i	Ukupni indeks rangiranja alternativa kod VIKOR metode
Q_i	Zbirni kriterijum optimalnosti kod WASPAS metode
R_i	Metrika za rangiranje alternativa kod VIKOR metode
r_{ij}	Elementi normalizovane matrice odlučivanja
S_i	Metrika za rangiranje alternativa kod VIKOR metode
T_j	Ciljana vrednost j -tog kriterijuma ili najpoželjnija vrednost x_{ij} po j -tom kriterijumu
w_j	Težinski koeficijent j -tog kriterijuma
w_j^o	Objektivni težinski koeficijent j -tog kriterijuma
w_j^s	Subjektivni težinski koeficijent j -tog kriterijuma
X	Matrica odlučivanja
x_{ij}	Performansa i -te alternative u odnosu na j -ti kriterijum – elementi matrice odlučivanja

SPISAK SLIKA

Slika 1. Evolucija strategija za razvoj materijala	2
Slika 2. Osnovna podela materijala	3
Slika 3. Kompozitni materijali	3
Slika 4. Modul elastičnosti na sobnoj temperaturi za različite grupe materijala	4
Slika 5. Zatezna čvrstoća na sobnoj temperaturi za različite grupe materijala	5
Slika 6. Žilavost loma na sobnoj temperaturi za različite grupe materijala	6
Slika 7. Gustina na sobnoj temperaturi za različite grupe materijala	6
Slika 8. Kompozitni materijal kombinuje svojstva dva ili više monolitna materijala	7
Slika 9. Međusobni odnos strukture, svojstva, obrade i performansi	9
Slika 10. Statičko, dinamičko i udarno opterećenje	10
Slika 11. Izbor materijala i kontinuirano poboljšanje pri razvoju proizvoda	21
Slika 12. Zavisnost izbora materijala od procesa, funkcije i oblika elementa	21
Slika 13. Opšti algoritam procesa izbora materijala	22
Slika 14. Etape u razvoju proizvoda	23
Slika 15. Granični uslovi za izbor materijala	25
Slika 16. Prikaz procesa izbora materijala kroz različite faze	29
Slika 17. Osnove izbora materijala	32
Slika 18. Principi grafičke metode	36
Slika 19. Identifikovanje konkurentskih materijala grafičkom metodom	37
Slika 20. Primer dijagrama za izbor materijala	38
Slika 21. Naučni okvir odlučivanja [42]	43
Slika 22. Faze procesa odlučivanja	45
Slika 23. Vrste odluka	46
Slika 24. Osnovni elementi višekriterijumske analize	54
Slika 25. Struktura podataka za izbor materijala	62
Slika 26. Broj analiziranih radova po časopisima	88
Slika 27. Broj radova u kojima su razmatrani problemi izbora materijala pomoću metoda VKA	89
Slika 28. Broj studija slučajeva izbora materijala sa korišćenim metodama VKA	90
Slika 29. Broj radova sa korišćenim metodama VKA	91
Slika 30. Broj radova u kojima su korišćene metode za određivanje težinskih koeficijenata kriterijuma	92
Slika 31. Koraci u procesu rešavanja problema izbora materijala primenom VKA	93

Slika 32. Hronološki pregled metoda višekriterijumske analize	97
Slika 33. Ideja metode TOPSIS	99
Slika 34. Oblasti primene različitih grupa biomaterijala.....	113
Slika 35. Zahtevi i ograničenja kod izbora biomaterijala [154]	118
Slika 36. Uzroci otkaza implantata [155].....	119
Slika 37. Proces razgradnje biomaterijala [159]	121
Slika 38. Biokompatibilnost kao multizavisno svojstvo materijala	122
Slika 39. Faktori koji utiču na biokompatibilnost [154].....	122
Slika 40. Mehanička svojstva nekih bioloških tkiva	126
Slika 41. Modul elastičnosti metalnih biomaterijala [196]	136
Slika 42. Pločice za unutrašnju fiksaciju kosti	146
Slika 43. Fiksacija kosti pomoću dinamičke kompresione pločice [211]	147
Slika 44. Zamena desnog kuka endoprotezom [237]	165
Slika 45. Komponente modularne proteze za zamenu kuka.....	166
Slika 46. Segmenti tela i vrata proteze kuka	167
Slika 47. Delovi vrata - proksimalnog segmenta proteze kuka	167
Slika 48. Savremeni i nekad korišćeni tipovi proteze kuka sa prečnikom glave od 62 mm do 22 mm (s leva na desno: Zweymüller, Exeter, Corail, St. Georg, Silent & Resurfacing, CFP, Meta, Charnley)	168
Slika 49. Prikaz poledine novih i izvađenih acetabularnih komponenti (s leva na desno po kolonama: bescementne čašice, cementne čašice, sa navojem, monolitne čašice).....	168
Slika 50. Slika polomljene endoproteze kuka	169
Slika 51. Totalna zamena kolena [241]	181
Slika 52. Pokreti proteze koji imitiraju pokrete zgloba kolena [242].....	182
Slika 53. Izgled LCS totalne proteze kolena: (a) sastavni delovi, (b) sklop.....	183
Slika 54. Struktura SzPO	196
Slika 55. Izgled internet strane na kojoj se nalazi MCDM Solver	197
Slika 56. Opšti algoritam MCDM Solver-a.....	198
Slika 57. Primer pripreme podataka za unos u MCDM Solver	199
Slika 58. Izgled dijaloga prozora MCDM Solver-a za određivanje značajnosti kriterijuma po parovima.....	200
Slika 59. Prikaz rezultata u MCDM Solver-u	201
Slika 60. Algoritam potprograma P1 za računanje težinskih koeficijenata kriterijuma	202
Slika 61. Algoritam za P11	203
Slika 62. Algoritam za P12	204
Slika 63. Algoritam P2 - proširena TOPSIS metoda.....	205

Slika 64. Algoritam P3 - proširena WASPAS metoda.....	206
Slika 65. Algoritam P4 - sveobuhvatna VIKOR metoda	207

SPISAK TABELA

Tabela 1. Sistematični prikaz metoda za određivanje svojstava materijala [6]	9
Tabela 2. Mehanička svojstva materijala na sobnoj temperaturi [5]	11
Tabela 3. Fizička svojstva materijala na sobnoj temperaturi [5]	13
Tabela 4. Prikaz različitih pristupa u definisanju faktora koji utiču na proces izbora materijala	19
Tabela 5. Karakteristike odluka [48]	46
Tabela 6. Karakteristike modela višekriterijumskog odlučivanja	49
Tabela 7. Matrica (tabela) odlučivanja u opštem obliku	52
Tabela 8. Primeri kvalitativnih i kvantitativnih svojstava materijala [64]	57
Tabela 9. Fazi skala od 11 podeoka	59
Tabela 10. Taksonomija radova iz oblasti primene metoda VKA za izbor materijala	83
Tabela 11. Pregled razvijenih metoda višekriterijumske analize	96
Tabela 12. Algoritam računanja težinskih koeficijenata kriterijuma po MDL metodi	108
Tabela 13. Procenat populacije preko 65 godina starosti	112
Tabela 14. Pregled biomaterijala i njihovih primena	114
Tabela 15. Mehanička svojstva metalnih biomaterijala i kortikalne kosti [152, 175, 176]	126
Tabela 16. Uslovi ispitivanja nekih implantata na zamor	127
Tabela 17. Rangiranje artikularnih kontaktnih površina za zglobne proteze u pogledu otpornosti na habanje [152]	128
Tabela 18. Hemijski sastav (mas. %) biomedicinskih nerđajućih čelika	131
Tabela 19. Zahtevi u pogledu mehaničkih svojstava nerđajućih biomedicinskih čelika prema ASTM standardima [185]	131
Tabela 20. Opšta svojstva titana tehničke čistoće i legura titana različitih tipova [193]	133
Tabela 21. Hemijski sastav čistog titana (ASTM F 67) i legure Ti-6Al-4V (ASTM F 136)	134
Tabela 22. Mehanička svojstva titana i njegovih legura razvijenih za izradu ortopedskih implantata [185]	137
Tabela 23. Hemijski sastav (mas. %) Co-Cr legura koje se koriste za izradu ortopedskih implantata [185]	138
Tabela 24. Uticaj legirajućih elemenata na svojstva Co-Cr legura	139
Tabela 25. Legure Co-Cr koje se koriste za izradu implantata [185]	140
Tabela 26. Mehanička svojstva livenih i deformisanih legura kobalta [185]	141
Tabela 27. Lista potencijalnih biomaterijala (alternativa) za izradu pločice za fiksaciju kosti	151
Tabela 28. Inicijalna matrica odlučivanja za izbor materijala pločice za unutrašnju fiksaciju kosti	152
Tabela 29. Određivanje subjektivnih težinskih koeficijenata kriterijuma za izbor materijala pločice za fiksaciju kosti pomoću MDL metode	156
Tabela 30. Nastavak tabele 29	156

Tabela 31. Normalizovana matrica sa objektivnim težinskim koeficijentima kriterijuma.....	157
Tabela 32. Normalizovana matrica odlučivanja za TOPSIS metodu.....	158
Tabela 33. Rezultati ocene biomaterijala za izradu pločice za unutrašnju fiksaciju kosti primenom proširene TOPSIS metode	158
Tabela 34. Rezultati ocene biomaterijala za izradu pločice za unutrašnju fiksaciju kosti primenom proširene WASPAS metode	159
Tabela 35. Rezultati ocene biomaterijala za izradu pločice za unutrašnju fiksaciju kosti primenom sveobuhvatne VIKOR metode.....	160
Tabela 36. Rezultati ocene biomaterijala za izradu pločice za unutrašnju fiksaciju kosti	160
Tabela 37. Spearman-ovi i Kendall-ovi koeficijenti korelacije rezultata ocene biomaterijala za izradu pločice za unutrašnju fiksaciju kosti dobijenih pomoću tri različite metode VKA.....	161
Tabela 38. Određivanje subjektivnih težinskih koeficijenata kriterijuma za izbor materijala tela endoproteze kuka pomoću MDL metode.....	173
Tabela 39. Nastavak tabele 38	173
Tabela 40. Inicijalna matrica odlučivanja za izbor materijala tela endoproteze kuka.....	174
Tabela 41. Normalizovana matrica odlučivanja sa objektivnim težinskim koeficijentima kriterijuma	175
Tabela 42. Normalizovana matrica odlučivanja za TOPSIS metodu.....	176
Tabela 43. Rezultati ocene biomaterijala za izradu tela endoproteze kuka primenom proširene TOPSIS metode...	177
Tabela 44. Rezultati ocene biomaterijala za izradu tela endoproteze kuka primenom proširene WASPAS metode	177
Tabela 45. Rezultati ocene biomaterijala za izradu tela endoproteze kuka primenom sveobuhvatne VIKOR metode	178
Tabela 46. Rezultati ocene biomaterijala za izradu tela endoproteze kuka.....	178
Tabela 47. Spearman-ovi i Kendall-ovi koeficijenti korelacije rezultata ocene biomaterijala za izradu tela endoproteze kuka dobijenih pomoću tri različite metode VKA.....	180
Tabela 48. Određivanje subjektivnih težinskih koeficijenata kriterijuma za izbor femoralnog dela endoproteze kolena pomoću MDL metode.....	187
Tabela 49. Nastavak tabele 48.....	187
Tabela 50. Inicijalna matrica odlučivanja za izbor materijala femoralnog dela endoproteze kolena.....	188
Tabela 51. Normalizovana matrica odlučivanja sa objektivnim težinskim koeficijentima kriterijuma	189
Tabela 52. Normalizovana matrica odlučivanja za TOPSIS metodu.....	189
Tabela 53. Rezultati ocene biomaterijala za izradu femoralnog dela endoproteze kolena primenom proširene TOPSIS metode	190
Tabela 54. Rezultati ocene biomaterijala za izradu femoralnog dela endoproteze kolena primenom proširene WASPAS metode	191
Tabela 55. Rezultati ocene biomaterijala za izradu femoralnog dela endoproteze kolena primenom sveobuhvatne VIKOR metode.....	192

Tabela 56. Rezultati ocene biomaterijala za izradu femoralnog dela endoproteze kolena	192
Tabela 57. Spearman-ovi i Kendall-ovi koeficijenti korelacije rezultata ocene biomaterijala za izradu femoralnog dela endoproteze kolena dobijenih pomoću tri različite metode VKA.....	194

1. UVOD

1.1. Definicija i istorijski razvoj materijala

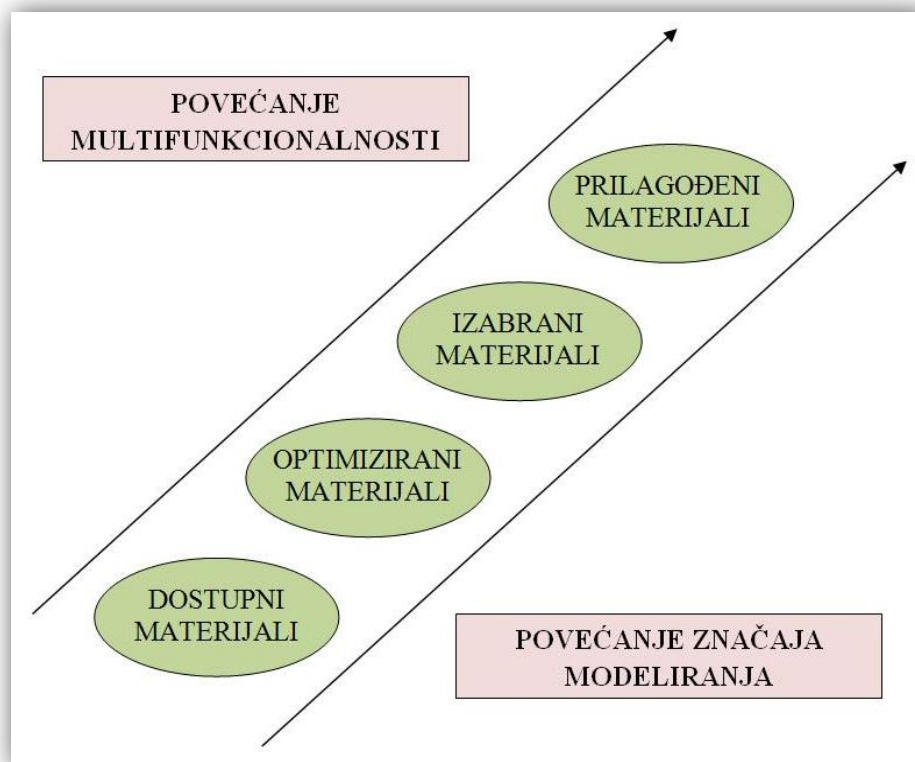
Priroda, čiji je sastavni deo i čovečanstvo, sastavljena je od materije. Materija predstavlja sve ono što nas okružuje, zauzima prostor i ima masu. S druge strane, za energiju se može reći da predstavlja sposobnost materije da vrši rad i nije vidljiva golim okom. Postoji veliki broj definicija materijala iz kojih se može apstrahovati da materijal predstavlja deo materije koji za čoveka ima upotrebnu vrednost. Drugim rečima, materijali su deo materije koju ljudi koriste da bi zadovoljili svoje potrebe.

Istorijski posmatrano, materijali su vrlo blisko povezani sa razvojem i napretkom društva, jer se preko njih može ogledati sposobnost članova ljudske zajednice da proizvedu i koriste materijale. Rane civilizacije su pronalazile materijale u prirodi i prilagođavale ih svojim potrebama, a kasnije čak proizvodile neke, za njih, nove materijale. Na taj način su izvesni periodi u razvoju ljudskog društva nazivani po materijalima, koji su u to vreme najviše korišćeni (kamenno doba, zlatno doba, bakarno doba, bronzano doba, gvozdeno doba itd.) [1]. Analogno, za XIX vek bi se moglo reći da predstavlja vek čelika, dok neki autori XX stoleće nazivaju vekom polimera. Posmatrano iz sredine druge decenije XXI veka moglo bi se reći, sa izvesnom rezervom, da će to biti vek naprednih i nano-materijala.

Za XXI vek – vek modernog industrijalizovanog društva, može se reći da je njegov zaštitni znak povećana upotreba materijala. Na osnovu toga, procenjuje se da bi potrebe za materijalima u narednih 15-ak godina dostigle obim svih upotrebljenih materijala od kamenog doba do danas [2].

Istorijska evolucija materijala odražava napredak od "nasumičnog" izbora, do izbora materijala "po nacrtu". U ranim civilizacijama, nije postojala strategija u pogledu izbora materijala, te su se koristili samo dostupni materijali. Docije, strategija izbora postepeno evoluirala ka optimizaciji pri izboru specifičnih klasa materijala, najpre preko empirizma, a zatim pomoću naučno utemeljenih metoda. Zatim se pri izboru materijala došlo do faza "aktivnog izbora materijala", koji su pokrenuli razvoj alata za upoređivanje i izbor materijala iz različitih klasa, koje su već optimizovane u pogledu njihovog potencijala. Konačno, u novije vreme, zaštita životne sredine i ekonomski problemi generisali su tendenciju ka multifunkcionalnosti materijala, smanjenju predimenzionisanja elementa (koristeći parametre kao što su faktor bezbednosti) u potrazi za materijalima koji mogu da zadovolje konfliktne zahteve. Ovo je najnoviji korak u evoluciji: razvoj "materijala po nacrtu".

Ova opšta evolucija od nasumičnog do izbora materijala "po nacrtu" je dugotrajan trend i javlja se usled povećanog značaja modeliranja i potražnje multifunkcionalnih materijala. Ovaj skup stanovišta ima za cilj da ilustruje jedan od mogućih pravaca inovacija u cilju razvoja tzv. prilagođenih materijala [3]. On objedinjuje, pored mikrostrukture, kombinaciju materijala i optimizaciju geometrije, da bi se dobili materijali sa neobičnom kombinacijom svojstava, slika 1 [4].



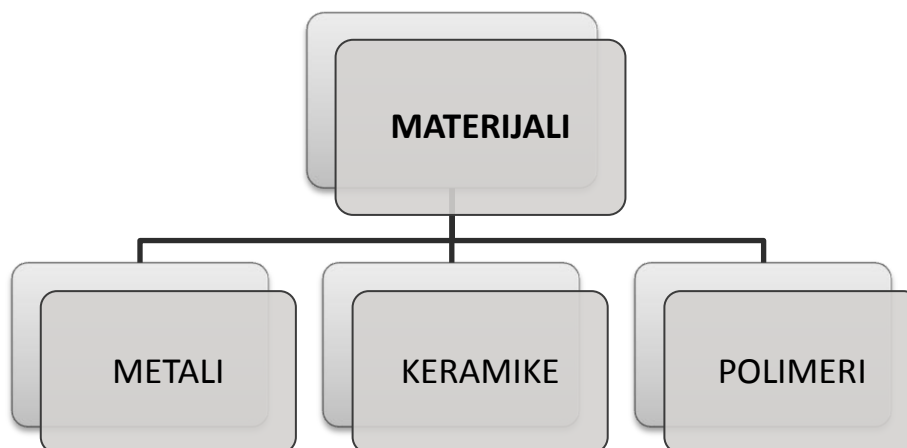
Slika 1. Evolucija strategija za razvoj materijala

U cilju nedvosmislenog korišćenja terminologije koja se odnosi na materijale, autor je smatrao za shodno, da na početku definiše osnovne termine. Pod pojmom struktura materijala smatraju se elementi strukture koji se mogu videti mikroskopom – mikrostruktura [5]. S druge strane, pod pojmom makrostruktura podrazumevaju se elementi strukture koji se mogu videti golim okom ili sa malim uvećanjem (do 30 puta). Pojam svojstvo materijala se često koristi i predstavlja reakciju (odgovor) materijala na neki spoljašnji uticaj (stimulans) [1]. Shodno tome, ako na materijal dejstvuje sila doći će do njegove deformacije, usled zagrevanja dolazi do povećanja dužine i sl. Generalno, svojstva materijala su specifične veličine koje uglavnom ne zavise od oblika i dimenzija, već prvenstveno od strukture.

1.2. Podela materijala

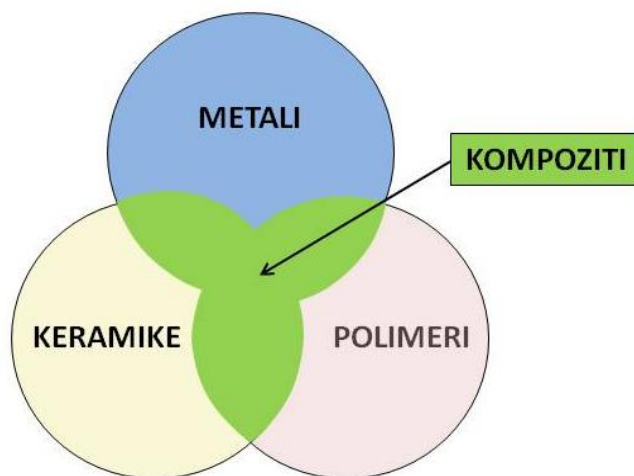
Svi čvrsti materijali se svrstavaju u tri osnovne grupe:

- metalni materijali,
- keramički materijali i
- polimerni materijali, slika 2.



Slika 2. Osnovna podela materijala

Pored ovih, osnovnih grupa materijala, postoje i kompozitni materijali koji predstavljaju kombinaciju od najmanje dve prethodno navedene grupe, slika 3. Smisao klasifikacije materijala zasnovan je na činjenici da pripadnici jedne grupe imaju određena zajednička svojstva, tj. kvantitativna mera tih svojstava je istog reda veličine. Na primer, pripadnici jedne grupe odlikuju slična mehanička i termička svojstva, način obrade, a vrlo često i primena.

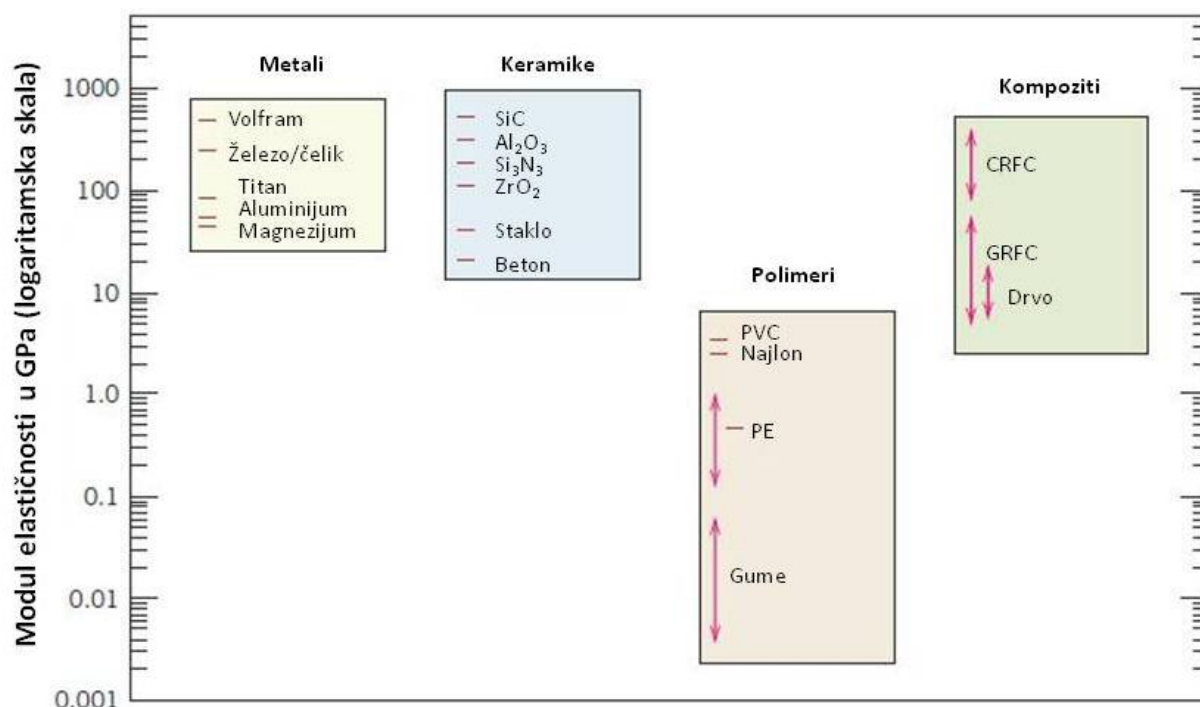


Slika 3. Kompozitni materijali

Osim podele na tri osnovne grupe materijala, u poslednje vreme se izdvaja nezavisna grupa materijala pod nazivom *napredni materijali*. Ova grupa materijala, u kojoj ima metala, nemetala i kompozita, primenjuje se za izradu poluprovodnika, *biomaterijala*, *pametnih* i *nano-materijala* korišćenjem visokih tehnologija.

1.2.1. Metali

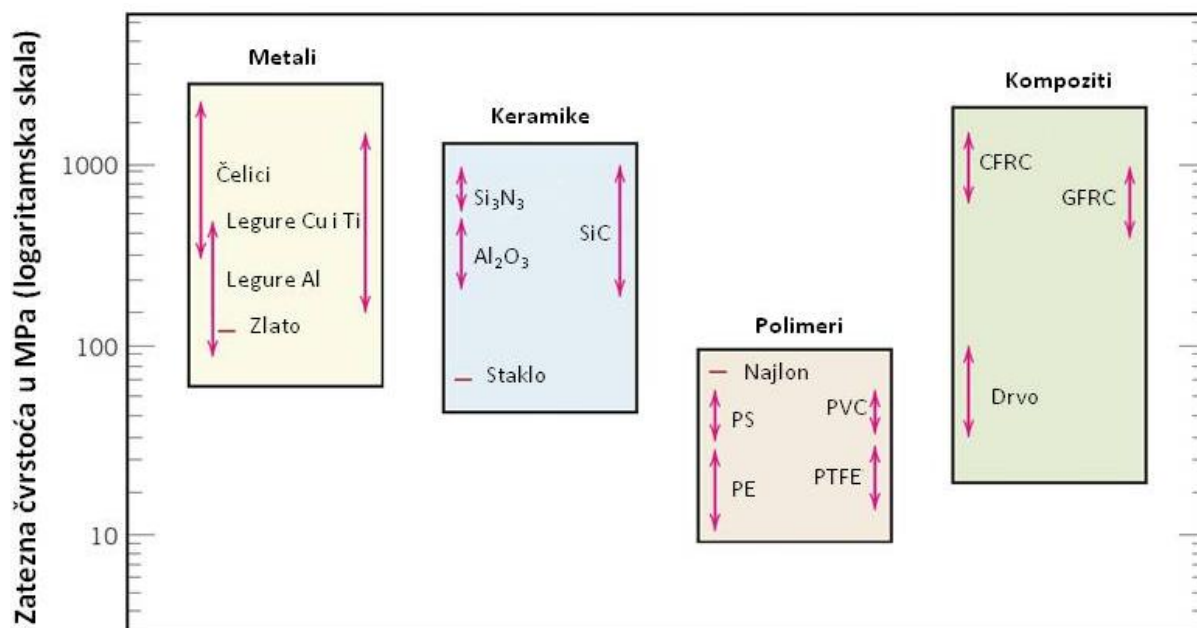
Metalni materijali predstavljaju grupu materijala koja je sastavljena od jednog (čisti metali: Fe, Al, Cu, Au, Pb, Ag) ili više hemijskih elemenata iz grupe metala (legure: Al-Cu, Ni-Ti, Cu-Zn, Al-Mg), a vrlo često i nemetalnih elemenata, prisutnih u relativno malom procentualnom udelu (Fe-C: razni čelici i gvožđa). Zahvaljujući dobrim mehaničkim svojstvima imaju dosta široku primenu. Odlikuje ih relativno velika krutost (slika 4), čvrstoća (slika 5), sposobnost plastičnog deformisanja (duktilnost) i žilavost loma (slika 6) [1]. Metalni materijali su dobri provodnici toplote i elektriciteta, što je direktna posledica velikog broja slobodnih elektrona, slabo vezanih za jezgro. Dobijaju se preradom ruda različitim procesima. Paleta primene metalnih materijala je dosta široka. Koriste se za izradu delova i proizvoda u industriji, domaćinstvu, automobilizmu, medicini, bankarstvu, građevinarstvu, elektronici itd.



Slika 4. Modul elastičnosti na sobnoj temperaturi za različite grupe materijala

1.2.2. Keramika

Keramički materijali su jedinjenja metala i nemetala, uglavnom oksidi, nitridi i karbidi. Među najčešćim keramičkim materijalima izdvajaju se aluminijum-oksidi (Al_2O_3), silicijum-karbid (SiC), silicijum-dioksid (SiO_2), karbid volframa (WC), nitrid titana (TiN). U ovu grupu materijala spada i tzv. tradicionalna keramika, koja se dobija pečenjem minerala gline (opeka, porcelan), kao i staklo i cement.



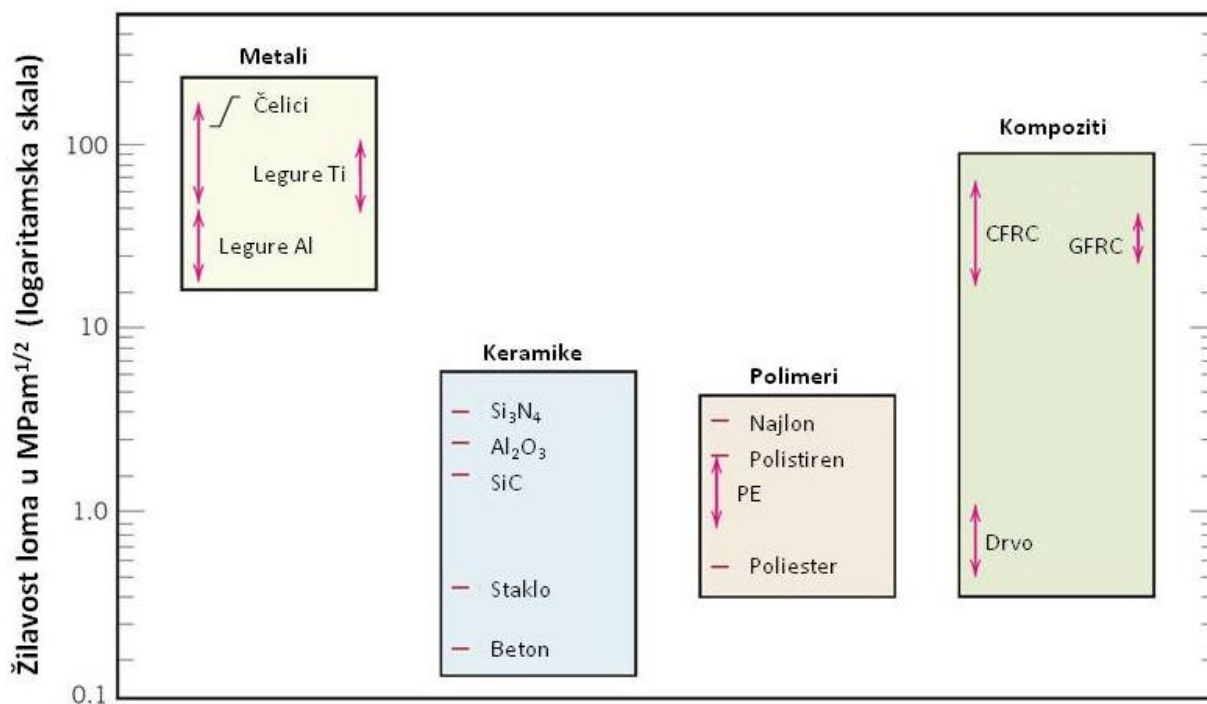
Slika 5. Zatezna čvrstoća na sobnoj temperaturi za različite grupe materijala

Za ovu grupu materijala je karakteristična velika krutost, čvrstoća (približno kao kod metala) i tvrdoća. S druge strane, odlikuje ih vrlo mala deformabilnost i žilavost, slika 6. Loši su provodnici struje i toplote, ali su otporniji od metala i polimera na povišene temperature i agresivne sredine. Poseduju znatno veću krutost od metalnih materijala i izuzetno su osetljivi na koncentraciju napona. Većina keramičkih proizvoda se izrađuje sinterovanjem. Područje primene je dosta široko, od građevinarstva, domaćinstva, hemijske industrije, elektronike, do reznog alata i izolatora.

1.2.3. Polimeri

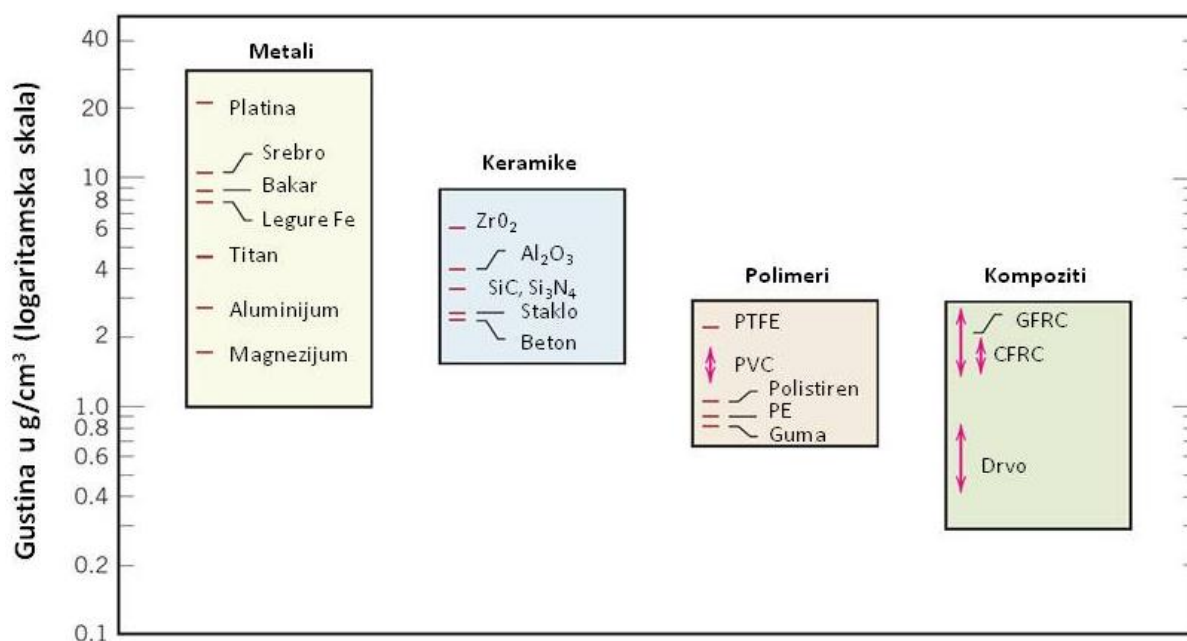
Polimeri su organska jedinjenja na bazi ugljovodonika i drugih elemenata, kao što su kiseonik, azot, sumpor, hlor, silicijum. Sastavljeni su od velikog broja molekula, međusobno povezanih u dugačke lance. Ovi materijali obično imaju malu gustinu (slika 7), a njihova mehanička svojstva (čvrstoća i krutost) znatno su niža u odnosu na metale i keramiku, loši su provodnici struje i nisu magnetični. Međutim, ako se posmatra tzv. specifična čvrstoća (odnos

čvrstoće i gustine), mnogi polimerni materijali mogu parirati metalima. S druge strane, veoma su deformabilni i lako formiraju složene oblike. Hemijski su relativno postojani i ne reaguju u velikom broju sredina. Kao glavni nedostatak ističe se omekšavanje i/ili razlaganje na povišenim temperaturama (koje ne spadaju u visoke), što im u značajnoj meri ograničava primenu.



Slika 6. Žilavost loma na sobnoj temperaturi za različite grupe materijala

Najpoznatiji polimeri su: polietilen (PE), polipropilen (PP), polivinil-hlorid (PVC), najlon, polistiren (PS), silikonska guma itd.

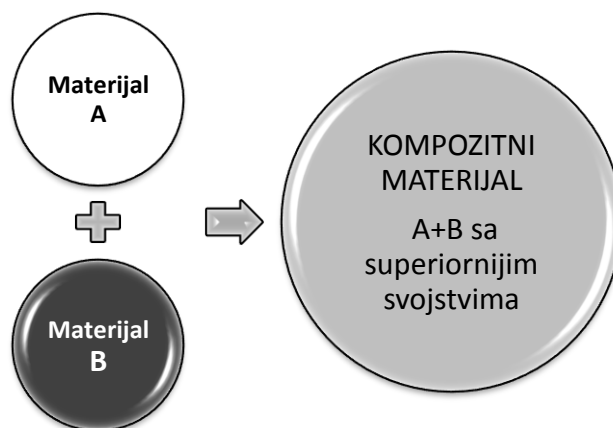


Slika 7. Gustina na sobnoj temperaturi za različite grupe materijala

Polimeri imaju sve veću primenu u svim sferama života i zamenili su mnoge materijale, a samim tim olakšali, ubrzali i značajno pojeftinili proces proizvodnje. Ovi materijali nastaju spajanjem manjih molekula procesom polimerizacije. Procesi polimerizacije su veoma složeni i raznovrsni; dve su osnovne vrste polimerizacije: kondenzacijska i adicijona. Valja istaći, da mnogi XX vek nazivaju vekom polimera.

1.2.4. Kompoziti

Kompozitni materijali se dobijaju kombinacijom dva ili više materijala (metal, keramika, polimer), u cilju dobijanja materijala sa superiornijim svojstvima u odnosu na sastavne komponente (slika 8). U osnovi, to su mehaničke smeše dva ili više materijala, koji se ne rastvaraju jedan u drugom.



Slika 8. Kompozitni materijal kombinuje svojstva dva ili više monolitna materijala

Postoji veliki broj kompozita koji se koriste u svemirskoj i avio-industriji, za proizvodnju sportske opreme (bicikli, skije, štapovi, teniski reketi) i u vojnoj industriji. Neki prirodni materijali, kao što su drvo ili kost, mogu se smatrati kompozitima zbog njihove građe. Kada je reč o veštačkim kompozitima, najpre treba pomenuti beton, zatim kompozite sa staklenim (GFRC), ugljeničnim (CFRC) i aramidnim vlaknima, te kompozitne materijale koji se u stomatologiji koriste kao punioci.

1.2.5. Napredni materijali

Pod pojmom napredni materijali podrazumevaju se unapređeni materijali novih generacija. To su uglavnom klasični materijali iz bilo koje grupacije, čija su svojstva unapređena, ili su iz klase novorazvijenih materijala sa izrazito visokim svojstvima [5]. Ono što je za njih karakteristično jeste veoma skup proces dobijanja. Naime, uglavnom je to pojedinačna mala proizvodnja uz primenu novih veoma skupih proizvodnih sistema, pa je shodno tome, cena tako

dobijenih materijala visoka. Tu spadaju poluprovodnici, biomaterijali, inženjerski nano-materijali i tzv. pametni materijali.

Poluprovodnici imaju električna svojstva između provodnika (metali i legure) i izolatora (keramika i polimeri); oni provode električnu struju samo pod određenim uslovima. Najznačajniji su silicijum, germanijum, galijum i arsen, a koriste se za izradu čipova i integrisanih kola.

Pametni materijali predstavljaju grupu novih, savremenih materijala u razvoju. Njihov naziv potiče od sposobnosti da osele promene u okruženju i na taj stimulans odgovore na unapred definisan način. Pametni materijal, ili bolje reći sistem, sastoji se od senzora (koji detektuje ulazni signal) i aktuatora (koji kao odgovor na ulazni signal izvršava funkciju). Na primer, aktuatori izazivaju promenu oblika, položaja ili frekvencije kao odgovor na promenu temperature, električnog ili magnetnog polja. Kao primeri mogu se navesti: metalna legura sa efektom pamćenja oblika, koja se nakon deformisanja vraća u prvobitni oblik usled promene temperature; piezoelektrična keramika koja dilatira usled električnog polja ili napona; magnetostriktni materijali koje se ponašaju analogno piezoelektričnim materijalima, ali se njihovo ponašanje javlja kao odgovor na delovanje magnetnog polja.

Nano-materijali su materijali budućnosti i predviđanja su da će biti od izuzetnog značaja na polju daljeg razvoja nauke. Prefiks „*nano*“ ukazuje na to da su dimenzije strukturnih elemenata reda veličine nanometra (10^{-9} m).

Biomaterijali predstavljaju posebnu klasu materijala, koja se koristi u medicini za lečenje i/ili zamenu obolelih ili oštećenih delova tela kao i organa. U nastavku disertacije će biti preciznije definisana i detaljno opisana ova klasa materijala, koja je ujedno i predmet razmatranja.

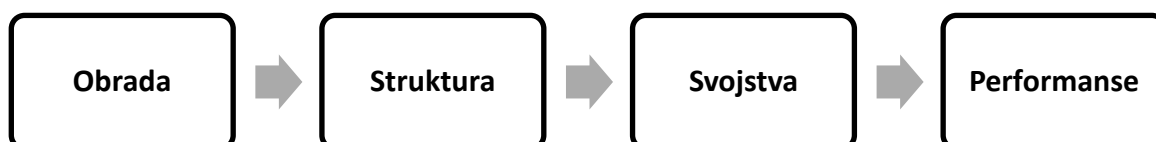
1.3. Svojstva materijala

Sva svojstva čvrstih materijala mogu se grupisati u nekoliko kategorija:

- mehanička,
- fizička,
- hemijska i
- tehnološka.

Mehanička svojstva materijala objašnjavaju povezanost spoljašnjih sila i deformacija koje su izazvale te sile. U mehanička svojstva spadaju: čvrstoća, napon tečenja, žilavost, tvrdoća, krutost itd. U fizička svojstva spadaju toplotni kapacitet, provodljivost toplote i elektriciteta,

koeficijent linearnog širenja, gustina i sl. Pod hemijskim svojstvima se podrazumevaju reakcije materijala sa hemijskim elementima ili jedinjenjima, dok se tehnološka svojstva odnose na pogodnost materijala za određeni vid obrade. S tim u vezi, za inženjerstvo materijala, veoma je bitna mogućnost obrade materijala. Od načina izrade zavise struktura i svojstva, dok su performanse materijala direktno u funkciji njegovih svojstava. Međusobni odnos strukture, svojstva, obrade i performansi ilustrovan je na slici 9 [5].



Slika 9. Međusobni odnos strukture, svojstva, obrade i performansi

Svojstva materijala određuju se laboratorijskim ispitivanjima, koja treba da simuliraju realna opterećenja. U zavisnosti od namene i zahteva za performansama materijala, izvode se različita ispitivanja materijala. Neke od metoda ispitivanja materijala navedene su u tabeli 1.

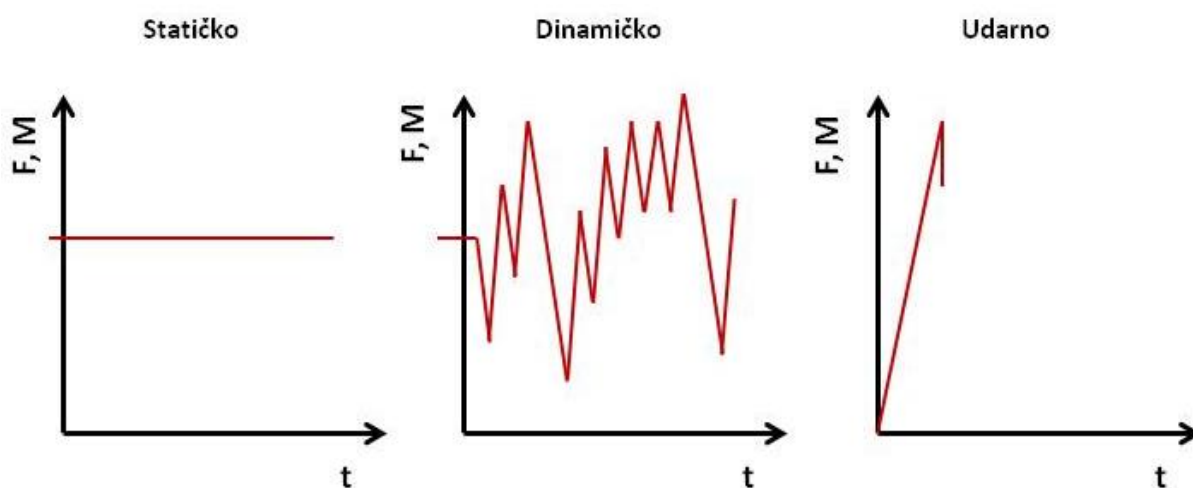
Tabela 1. Sistematični prikaz metoda za određivanje svojstava materijala [6]

METODE ZA ODREĐIVANJE SVOJSTAVA MATERIJALA	Prema poznatoj svrsi	Određivanje hemijskog sastava
		Određivanje makro i mikro strukture
		Određivanje fizičkih svojstava
		Određivanje hemijskih svojstava
		Određivanje mehaničkih svojstava
		Određivanje električnih i magnetnih svojstava
		Određivanje tehnoloških svojstava
	Prema radnoj temperaturi	Sobna temperatura
		Povišena temperatura
		Snižena temperatura
	Prema korišćenim principima	Mehanički
		Optički
		Električni
		Radiografski
		Kristalografski
	Prema izmerenim podacima	Kvalitativne
		Kvantitativne
		Subjektivne
		Objektivne
	Prema uticaju na uzorak	Sa razaranjem
Bez razaranja		
Prema analiziranom uzorku	Sirov materijal	
	Poluproizvod	
	Finalni proizvod	
	Sklop ili podsklop	
Prema vrsti opterećenja	Statička	
	Dinamička	

1.3.1. Mehanička svojstva

Mehanička svojstva materijala predstavljaju skup svojstava materijala koja karakterišu njihovo ponašanje kada su izloženi dejstvu spoljašnjih sila [5]. Bez detaljnog poznavanja ovih svojstava nije moguće izvršiti pravilan izbor materijala, niti pouzdano dimenzionisati delove konstrukcija. Pored toga, poznavanje ovih svojstava materijala je potrebno i u fazama prerade i oblikovanja, a takođe i pri eksploataciji i održavanju.

Jedan od osnovnih zadataka inženjera, koji se bave materijalima, jeste kvantitativno izražavanje pomenutih mehaničkih svojstava. Informacije o mehaničkim svojstvima se dobijaju putem laboratorijskih ispitivanja, koja treba da oponašaju uslove u procesu eksploatacije. Laboratorijska ispitivanja se razlikuju u pogledu načina dejstva sile, vrste opterećenja i uslova pri kojima se ova svojstva određuju, tabela 1. Prema karakteru dejstva sile, ova ispitivanja se dele na statička i dinamička, pri čemu, statička znače da nema promena sile (po pravcu, smeru ili intenzitetu) u nekom vremenskom intervalu (mirno dejstvo sile), slika 10. Kod dinamičkih ispitivanja sila je promenljiva, stohastički ili prema određenom zakonu. U zavisnosti od vrste naprezanja, razlikuju se ispitivanja zatezanjem, pritiskom, savijanjem, uvijanjem i smicanjem, uz mogućnost njihovog kombinovanja. Ova ispitivanja se uglavnom izvode na sobnoj temperaturi, ali po potrebi se mogu izvoditi na povišenim, odnosno sniženim temperaturama.



Slika 10. Statičko, dinamičko i udarno opterećenje

Usled dejstva spoljašnjih sila na neki materijal, dolazi do njegove deformacije (promena oblika i dimenzija) kao posledice promene rastojanja između atoma, jona ili molekula. Unutrašnje sile između atoma, jona ili molekula teže da ih zadrže u prvobitnom rasporedu, i na taj način pružaju otpor nastaloj promeni – dolazi do određenog naponskog stanja u materijalu.

Opterećenje (naprezanje) je svaka spoljašnja sila koja izaziva pojavu napona po celoj površini nekog preseka ispitivanog uzorka. Napon je reakcija na opterećenje, te predstavlja rezultat nastojanja unutrašnjih sila materijala da se odupru spoljašnjim silama.

Najvažnija mehanička svojstva materijala su:

- čvrstoća,
- krutost,
- tvrdoća,
- žilavost i
- deformabilnost.

Neke vrednosti mehaničkih svojstava materijala navedene su u tabeli 2.

Tabela 2. Mehanička svojstva materijala na sobnoj temperaturi [5]

Materijal	Modul elastičnosti (GPa)	Napon tečenja (N/mm ²)	Zatezna čvrstoća (N/mm ²)	Izduženje (%) pri l ₀ =50 mm
METALI				
Al i njegove legure	69-79	35-550	90-600	45-4
Cu i njegove legure	105-150	76-1100	140-1310	65-3
Pb i njegove legure	14	14	20-55	50-9
Mg i njegove legure	41-45	130-305	240-380	21-5
Mo i njegove legure	330-360	80-2070	90-2340	40-30
Ni i njegove legure	180-214	105-1200	345-1450	60-5
Čelici	190-200	205-1725	415-1750	65-2
Ti i njegove legure	80-130	344-1380	415-1450	25-7
Zn i njegove legure	50	25-180	240-5500	65-5
NEMETALI				
Keramički materijali	70-1000	-	140-2600	0
Dijamant	820-1050	-	-	-
Guma	0,01-0,1	-	-	-
Termoplasti	1,4-3,4	-	7-80	1000-5
Duroplasti	3,5-17	-	35-170	0

1.3.2. Fizička svojstva

Pored mehaničkih svojstava, jedan od bitnih faktora pri izboru materijala su i njegova fizička svojstva. U fizička svojstva spadaju:

- gustina,
- temperatura topljenja,
- specifična toplota,
- toplotna provodljivost,
- koeficijent toplotnog širenja,

- električna svojstva,
- magnetna svojstva,
- optička svojstva i
- tribološka svojstva.

Gustina materijala predstavlja njegovu masu po jedinici zapremine, i posledica je vrste, broja i rasporeda atoma u molekulu. Često se koristi i pojam specifična gustina, koja izražava gustinu materijala u odnosu na vodu, te je bezdimenziona veličina. U inženjerskoj praksi je ponekad veoma bitno da se upoređuju odnosi mehaničkih svojstava i gustine: specifična čvrstoća, specifična krutost i dr. (avioindustrija, svemirska tehnologija, biomaterijali). Prednost kompozitnih materijala u odnosu na druge je upravo njihova velika specifična čvrstoća i krutost. Ovo je posebno bitno kod konstrukcija ili delova kod kojih je poželjna što manja masa zbog utroška goriva. Fizička svojstva pojedinih materijala navedena su u tabeli 3.

1.3.3. Hemijska svojstva

Hemijska svojstva materijala zavise od strukture, količine i vrste hemijskih elemenata koji ga grade. Ova svojstva materijala dolaze do izražaja tokom hemijske reakcije i ona ukazuju na hemijski sastav materijala, afinitet, otpornost prema koroziji i sl. Korozija, kao spontano razaranje materijala pod dejstvom okoline, narušava integritet delova i same konstrukcije, i samim tim, predstavlja nepoželjan, a u isto vreme i neizbežan prirodni proces. Svi materijali u prirodi podležu koroziji, ali su metali najskloniji korozionim oštećenjima. Gubitak materijala usled korozije i dovodi kako do estetskih oštećenja, tako i do smanjenja čvrstoće, odnosno nosivosti konstrukcije. Zbog toga je otpornost prema koroziji veoma značajan faktor pri izboru materijala; ona predstavlja sposobnost materijala da se odupre hemijskim i elektrohemijskim procesima, koji bi ga mogli koroziono razoriti. Bitno je istaći da postoje više vidova korozije, koji zavise od tipa okoline, vrste opterećenja i geometrije elementa.

Otpornost prema koroziji zavisi od sastava materijala i okoline (okruženja, sredine). Zbog toga se materijali otporni na koroziju definišu isključivo za poznatu kombinaciju metal-okolina. Materijal koji je otporan na jednu kombinaciju može biti (i najčešće jeste) potpuno neupotrebljiv za drugu kombinaciju.

1.3.4. Tehnološka svojstva

Određivanje ovih svojstava spada u grupu najstarijih načina ispitivanja materijala i njima se određuje pogodnost nekog materijala za različite uslove obrade/primene. U tom smislu, ova

svojstva su vrlo često izražena kvalitativno, tj. opisno (nije pogodan, loš, dobar, odličan, ...). U tehnološka svojstva ubrajaju se deformabilnost, kovnost, zavarljivost, lemljivost, livkost itd.

Tabela 3. Fizička svojstva materijala na sobnoj temperaturi [5]

Materijal	Gustina (kg/m ³)	Temperatura topljenja (°C)	Specifična toplota (J/kgK)	Toplotna provodljivost (W/mK)	Koeficijent toplotnog širenja (1/°C x 10 ⁻⁶)
METALI					
Aluminijum	2700	660	900	222	23,6
Legure aluminijuma	2630-2820	476-654	880-920	121-239	23,0-23,6
Berilijum	1854	1278	1884	146	8,5
Niobijum	8580	2468	272	52	7,1
Bakar	8970	1082	385	393	16,5
Legure bakra	7470-8940	885-1260	337-435	29-234	16,5-20
Zlato	19300	1063	129	317	19,3
Železo	7860	1539	460	74	11,5
Čelici	6920-9130	1371-1532	448-502	15-52	11,7-17,3
Olovo	11350	327	130	35	29,4
Legure olova	8850-11350	182-326	126-188	24-46	27,1-31,1
Magnezijum	1745	650	1025	154	26,0
Legure magnezijuma	1770-1780	610-621	1046	75-138	26,0
Legure molibdena	10210	2610	276	142	5,1
Nikl	8910	1453	440	92	13,3
Legure nikla	7750-8850	1110-1454	381-544	12-63	12,7-18,4
Silicijum	2330	1423	712	148	7,63
Srebro	10500	961	235	429	19,3
Titan	4510	1668	519	17	8,35
Legure titana	4430-4700	1549-1649	502-544	8-12	8,1-9,5
Volfram	19290	3410	138	166	4,5
NEMETALI					
Keramički materijali	2300-5500	-	750-950	10-17	5,5-13,5
Staklo	2400-2700	580-1540	500-850	0,6-1,7	4,6-70
Grafit	1900-2200	-	840	5-10	7,86
Polimerni materijali	900-2000	110-330	1000-2000	0,1-0,4	72-200
Drvo	400-700	-	2400-2800	0,1-0,4	2-60

1.4. Nauka o materijalima i inženjerstvo materijala

Naučna disciplina koja se bavi materijalima može se podeliti na dve grane:

- Nauku o materijalima (engl. *Materials Science*) i
- Inženjerstvo materijala (engl. *Materials Engineering*).

Nauka o materijalima se bavi istraživanjem odnosa između strukture i svojstava materijala, dok se inženjerstvo materijala bavi projektovanjem i proizvodnjom materijala sa unapred definisanim svojstvima. Dakle, nauka o materijalima bavi se razvojem i proizvodnjom novih materijala, dok se inženjerstvo materijala bavi razvojem novih proizvoda i tehnika za obradu materijala [5].

U cilju boljeg razumevanja značaja i perspektive inženjerstva materijala, neophodno je poznavanje njegovog područja rada. Inženjerstvo materijala proučava odnose između svojstava materijala, sastav, mikroskopske strukture i način obrade. Saznanja iz oblasti inženjerstva materijala su direktno u funkciji razvoja i unapređenja proizvoda i proizvodnih procesa. Istraživanje u ovoj oblasti podrazumeva proučavanje:

- Mikroskopske strukture materijala,
- Makroskopskih svojstava materijala,
- Uticaja mikroskopske strukture i sastava na makroskopska svojstva materijala
- Uticaja procesa proizvodnje (dobijanja, obrade) na mikroskopsku strukturu i makroskopska svojstva,
- Metoda za karakterizaciju mikroskopske strukture i makroskopskih svojstava,
- Mehanizama degradacije materijala (oksidacija, habanje, puzanje, zamor, korozija).

Inženjeri koji se bave materijalima rade zajedno sa naučnicima koji se bave proučavanjem osnovnih nauka, da bi razumeli zahteve u pogledu performansi proizvoda i neophodnih uslova. Sa ovim informacijama, oni mogu pomoći pri identifikovanju materijala ili liste materijala, koji bi mogli da zadovolje postavljene kriterijume. Sužavanje liste potencijalnih materijala predstavlja dalji korak pri konačnom izboru materijala.

1.5. Značaj izučavanja materijala

Većina naučnika i inženjera iz oblasti mašinstva, građevine, hemije, elektronike ili elektrotehnike se već susrela ili će se susresti sa procesom konstruisanja, koji u sebi uključuje problem vezan za izbor materijala. Primeri mogu biti raznovrsni, počev od konstrukcije prenosnika i nadogradnje zgrada, preko komponenata za postrojenja u procesnoj industriji, do raznih elektronskih komponenti.

Mnogo puta, problem izbora materijala se, zapravo, svodi na izbor jednog od hiljade dostupnih na tržištu. Postoji mnoštvo kriterijuma na kojima se bazira konačna odluka. Pre svega, uslovi u kojima će izvesna komponenta biti u funkcij moraju biti precizno definisani, na osnovu kojih se određuju potrebna svojstva materijala. Skoro nikada materijal ne poseduje idealnu

kombinaciju svojstava. Tako je najčešće slučaj, da se jedno svojstvo materijala, koje se proceni manje značajnim, mora „žrtvovati“ u korist drugog, za konkretnu namenu značajnijeg svojstva. Klasičan primer takvih svojstava javlja se u slučaju potrebe za čvrstoćom i žilavošću, koje se međusobno isključuju. Tako će materijal sa velikom čvrstoćom imati ograničenu (relativno malu) žilavost. U takvim slučajevima, neophodan je razuman kompromis između dva ili više svojstava.

Drugi problem pri izboru materijala vezan je za pogoršanje njegovih svojstava koje se može javiti u toku radnog veka. Na primer, značajno smanjenje čvrstoće može se javiti kao rezultat izlaganja materijala povišenim temperaturama ili korozionim sredinama. Konačno, ekonomski razlozi pri izboru materijala imaju značajnu ulogu tj. kolika će biti cena gotovog proizvoda. Tako se, na primer, može desiti slučaj da određeni materijal ima idealnu kombinaciju svojstava, bitnih za određenu funkciju, ali je nedopustivo skup. I u takvim slučajevima kompromis je neizbežan, s obzirom na činjenicu, da troškovi gotovog elementa uključuju sve troškove nastale tokom njegove izrade.

Inženjer ili naučnik, koji je upoznat sa različitim vezama između svojstava materijala i njegove strukture, te tehnikama obrade materijala, veštiji je i samouvereniji da razumno izabere najprikladniji materijal na osnovu postavljenih kriterijuma. Međutim, konačna odluka o izboru materijala nikako nije, i ne sme biti paušalna, imajući u vidu značaj materijala na efikasnost, pouzdanost i cenu konstrukcije. Shodno tome, proces izbora materijala mora biti baziran na metodama koje se koriste pri tzv. višekriterijumskom odlučivanju, da bi se mogućnost lošeg izbora svela na minimum.

1.6. Perspektiva inženjerstva materijala

Perspektiva inženjerstva materijala ogleda se kroz rešavanje problema koji se tiču postizanja sveukupnog kvaliteta nekog proizvoda. Ona se bazira na sledeća tri kriterijuma [7]:

1. Performanse, pouzdanost i cena proizvoda su izrazito zavisni od svojstava materijala od kojeg je proizvod izrađen.
2. Pravilan izbor materijala, koji se koriste za izradu proizvoda, osnovni je uslov za zadovoljenje zahteva proizvoda u pogledu performansi, pouzdanosti i troškova.
3. Kontrola varijacija svojstava materijala, koji se koriste za izradu proizvoda, omogućavaju konzistentnost performansi, pouzdanosti i troškova proizvoda.

Prvi kriterijum je važan, jer preusmerava pažnju sa pojedinačne komponente na proizvod kao celinu u pogledu njegove mehaničke, električne, optičke ili hemijske funkcionalnosti (koje zavise od svojstava izabranih materijala).

Drugi kriterijum bi mogao, na prvi pogled, delovati trivijalno, jer većina inženjera podrazumeva da specifični materijali imaju specifične primene i da je izbor optimalnog materijala za konkretnu primenu moguć i jednostavan. Međutim, pravilan izbor materijala zahteva temeljno i precizno poznavanje svih neophodnih performansi, pouzdanost i cene proizvoda. Mnogi konstruktorski timovi čine grešku pokušavajući da izaberu materijale bez poznavanja svih kriterijuma neophodnih za izbor i/ili birajući na osnovu pogrešnih kriterijuma. Osim toga, postoje kriterijumi za izbor koji se temelje na dodatnim zahtevima, kao što su industrijski standardi, vladine uredbe, prava intelektualne svojine, razna proizvodna ograničenja i sl.

Treći kriterijum, vezan za kontrolu svojstava materijala, zasniva se na činjenici da postoje mnogi izvori variranja svojstava materijala upotrebljenih za izradu proizvoda. Izvori variranja su u vezi sa procesima koji se koriste za izradu proizvoda i materijala koji se koriste. Kontrola variranja zahteva poznavanje odnosa između proizvodnog procesa, svojstava ulaznih materijala (sirovina, poluproizvoda), kao i svojstava materijala koja predstavljaju izlaz, tj. gotov proizvod. Prekomerne varijacije u svojstvima materijala mogu dovesti do teže izrade proizvoda, a finalni proizvod nema željene performanse i pouzdanost.

2. IZBOR MATERIJALA

Jedan od stalnih izazova za konstruktore, čak i kada imaju dovoljno ekspertskog znanja vezanog za materijale, predstavlja sposobnost da izaberu optimalne materijale iz širokog spektra dostupnih materijala, koji mogu zadovoljiti njihove složene konstrukcione zahteve. Posmatrano iz perspektive *Inženjerstva materijala* postoje tri osnovna problema oko izbora materijala, i to [8]:

- Performanse, pouzdanost i cena proizvoda su strogo i direktno zavisni od materijala od koga je proizvod napravljen.
- Izbor materijala sa takvim svojstvima koja omogućavaju zadovoljenje zahteva u pogledu dizajna proizvoda.
- Kontrolisanje varijacija svojstava materijala.

Poslednjih godina, sve veći broj tradicionalnih materijala se zamenjuje novim, naprednim materijalima. Veliki je broj dostupnih materijala, pri čemu svaki od njih ima jedinstvenu kombinaciju niza različitih svojstava i ponašanja. Novi materijali, koji imaju poboljšana svojstva, stalno se razvijaju, proširujući listu dostupnih materijala. „Online” baza podataka o materijalima MatWeb [9], u ovom trenutku (2015. godina), broji preko 110 hiljada različitih komercijalnih materijala i legura.

Aktuelni načini izbora materijala idu od upotrebe intuicije i iskustva do korišćenja izvesnih formalizovanih metoda. Razne formalizovane metode su uglavnom dostupne u formi informatičkog sistema, koji sadrži elektronske baze podataka o materijalima sa pretraživačima, koje znatno olakšavaju proces izbora materijala. Odkora su i metode višekriterijumskog odlučivanja počele da se primenjuju za izbor materijala, pri čemu je naglašena njihova značajna sposobnost za rešavanje kompleksnih problema odlučivanja u procesu konstruisanja.

Nedovoljan je broj knjiga posvećenih isključivo izboru materijala. Neke od njih se bave ovom temom kvantitativno, ograničavajući njihovu primenu na jednostavan dizajn komponenti. Po saznanjima autora trenutno nema objavljene e-knjige koja se bavi izborom materijala, pa ova disertacija ima za cilj da dopuni neophodna znanja iz oblasti izbora materijala i oblasti izbora biomaterijala.

2.1. Značaj pravilnog izbora materijala

Izbor materijala za određeni proizvod umnogome određuje njegovu funkcionalnost. Zbog toga je proces evaluacije i izbora materijala veoma složen i zahteva posedovanje ekspertskog

znanja. Pored toga, cena materijala, oblik proizvoda koji se izrađuje, uticaj materijala na životnu sredinu, dostupnost materijala na tržištu i drugi faktori još više komplikuju problem izbora materijala, čineći ga i vremenski zahtevnim zadatkom. Pri tome, problem izbora materijala često uključuje konfliktne ciljeve i kriterijume kao što su tvrdoća-žilavost ili estetski izgled-troškovi, što nameće potrebu da donosilac odluke jasno definiše ciljeve koje želi postići, kao i relativnu značajnost kriterijuma.

Neadekvatan izbor materijala za izradu proizvoda može dovesti do ranog otkaza proizvoda (elementa) što povlači za sobom smanjenje profita, proizvodnosti i reputacije kompanije [10]. Zbog toga je izuzetno značajno da se pri projektovanju i razvoju proizvoda izaberu optimalni materijali koristeći sistematski i objektivni pristup za evaluaciju alternativnih materijala. Kako problem izbora materijala uključuje veći broj konfliktnih ciljeva i kriterijuma, problem izbora materijala se često rešava primenom metoda višekriterijumske analize.

Izbor materijala za određenu primenu je temeljan, dugotrajan i odgovoran proces. Skoro uvek postoji više od jednog materijala koji su pogodni za konkretnu aplikaciju, a konačni izbor je kompromis koji podrazumeva i neke svesne ustupke.

Mnogo je faktora i ograničenja koje bi trebalo razmotriti prilikom izbora materijala. Postoje, naravno, neke situacije, gde su definisani određeni kriterijumi za izbor materijala na početku projekta. Iako u takvim slučajevima definisani kriterijumi determinišu proces izbora, u većini slučajeva izbor jednog materijala iz mnoštvo alternativa zavisi od nekih faktora. U literaturi, faktori koji utiču na izbor materijala su različito grupisani, kao što je navedeno u tabeli 4. U većini slučajeva proces projektovanja pokriva uglavnom tehničke zahteve, mada u stvarnosti postoje i tzv. ne-tehnički zahtevi, koji se odnose na estetiku, boju i sl. [2, 11].

2.2. Izbor materijala u procesu inženjerskog konstruisanja

Svaki proizvod sastoji se od niza funkcionalno povezanih elemenata (komponente, zglobovi, veze). Svaki od njih doprinosi funkciji i karakteristikama proizvoda. Performanse svakog od elemenata utiču na konačne performanse celog proizvoda. Štaviše, pouzdanost proizvoda zavisi od pouzdanosti njegovih sastavnih elemenata. Ako neki od elemenata otkáže, onda će i neka od funkcija ili karakteristika proizvoda biti degradirana ili potpuno izgubljena. Konačno, troškovi za izradu proizvoda zavise, između ostalog, od troškova kupovine materijala za izradu elemenata; u literaturi se navodi podatak da cena materijala može učestvovati čak do 60 % u konačnoj ceni proizvoda [12]. Na osnovu ovih činjenica, postaje jasno da su procesi

izbora materijala nekog proizvoda, kao i sredstva kojima se kontrolišu svojstva materijala, od najvećeg značaja za uspeh proizvoda [7].

Performanse, pouzdanost i troškovi sastavnih elemenata proizvoda zavise od njegove fizičke konstrukcije i svojstava konstitutivnih materijala. Fizička konstrukcija elemenata proizvoda se odnosi na njihov oblik i dimenzije. Ona takođe podrazumeva i način na koji se više materijala inkorporiraju u neki od elemenata proizvoda.

Tabela 4. Prikaz različitih pristupa u definisanju faktora koji utiču na proces izbora materijala

Materials (1967)	Patton (1968)	Esin (1980)	Ashby (1992)	Lindbeck(1995)	Budinski (1996)	Mangonon (1999)	Ashby & Johnson (2002)	Ashby (2005)
Mehan. svojstva	Eksploatacioni zahtevi	Proizvodni zahtevi	Opšta svojstva	Mehan. svojstva	Hemijska svojstva	Fizički faktori	Opšti atributi	Opšta svojstva
Cena	Tehnološki zahtevi	Ekonomski zahtevi	Mehan. svojstva	Fizička svojstva	Fizička svojstva	Mehanički faktori	Tehnički atributi	Mehan. svojstva
	Ekonomski zahtevi	Održavanje	Termička svojstva	Hem. svojstva	Mehan. svojstva	Obrada i izrada	Eko-atributi	Termička svojstva
			Habanje	Električna svojstva	Dimenzionalna svojstva	Faktori radnog veka komponente	Estetski atributi	Električna svojstva
			Korozija/oksidacija	Akustična svojstva	Poslovni problemi	Cena i dostupnost		Optička svojstva
				Optička svojstva		Zahtevi kodiranja, zakonska regulative i dr.		Eko-svojstva
						Profil svojstava Profil obrade Profil okruženja		Otpornost na uticaj sredine (okruženja)

Procesi konstruisanja i izrade nekog proizvoda (izuzimajući jednostavne) veoma su složeni, te podrazumevaju donošenje velikog broja odluka. Svaka greška u procesu odlučivanja, može dovesti do nepotrebnih aktivnosti, dodatnih troškova i nezadovoljstva potrošača. Zbog toga je donošenje optimalne odluke u integrisanom lancu akcija za razvoj novih, ili unapređenje postojećih proizvoda od suštinskog značaja.

Iako materijali, koji se koriste za izradu proizvoda, imaju ogroman uticaj na njegove performanse, pouzdanost i troškove, mnoge kompanije u velikoj meri potcenjuju značaj inženjerskog razmatranja prikladnosti materijala za razvoj proizvoda. Shodno tome, takve

kompanije imaju probleme sa plasmanom novih proizvoda zbog kašnjenja, prekoračenja troškova, lošeg kvaliteta dobavljača, lošeg kvaliteta proizvodnje i proizvoda koji nemaju očekivane performanse. Svi ovi problemi imaju negativan uticaj na uspeh nekog proizvoda, a posledično i na konkurentnost kompanije. Međutim, pomenuti problem nikako ne treba shvatiti kao deo normalnog poslovanja. Naprotiv, u mnogim slučajevima, problemi vezani za razvoj proizvoda, proizvodnju i troškove, mogu se u značajnoj meri smanjiti primenom sveobuhvatne analize materijala, pre donošenja određenih odluka o projektovanju i proizvodnji.

Uspešan proizvod obezbeđuje dobru zaradu, dobar tržišni udeo i visoko zadovoljstvo kupaca. Za razvoj i proizvodnju uspešnog proizvoda neophodno je sledeće:

- Da proizvod ima performanse i pouzdanost koji zadovoljavaju potrebe i prohteve potencijalnih kupaca.
- Da su troškovi za razvoj i proizvodnju proizvoda u okviru planiranog budžeta.
- Da je proizvod na vreme lansiran na tržište.

Ispunjenje prva dva uslova zavisi od sposobnosti dizajnerskog tima da izabere materijale koji omogućavaju proizvodu da zadovolji zahteve u pogledu svojih performansi, pouzdanosti i troškova. Pored toga, kontrola varijacije svojstava materijala je od ključnog značaja za izradu proizvoda koji dosledno ispunjava zahteve u pogledu performansi i pouzdanosti, uz održavanje proizvodnih troškova u okviru budžeta. Takođe, blagovremeni plasman proizvoda uslovljen je izbegavanjem neplaniranih kašnjenja, usled problema sa materijalima.

Izbor najprikladnijeg materijala za određenu namenu je od ključnog značaja pri konstrukciji i/ili razvoju proizvoda. Postoji širok spektar uticaja materijala na proizvod, od kojih valja pomenuti uticaje na: funkciju proizvoda, zadovoljstvo kupaca, proizvodni sistem, radni vek proizvoda, upotrebljivost, osobe koje će ga koristiti ili proizvoditi nešto od njega, radno okruženje, i konačno, na troškove.

Proces izbora materijala sličan je za postojeće i nove proizvode, mada se polazna tačka i zahtevi mogu razlikovati. Ponašanje materijala koji se koristi za izradu nekog elementa proizvoda zavisi od same geometrije tog elementa, zatim od spoljašnjih sila, svojstava materijala pre obrade i načina obrade ili izrade [13].

Na slici 11 prikazana je veza između izbora materijala i kontinuiranog poboljšanja pri razvoju nekog proizvoda [8]. Uvek stoji na raspolaganju i opcija razvoja novog (odgovarajućeg) materijala, međutim ona povećava troškove i rizik razvoja proizvoda i dolazi u obzir, jedino u slučaju, kada ne postoji prihvatljiva opcija materijala [10, 14]. S druge strane, razvoj novog

materijala može biti vredan truda ako proizvodu obezbeđuje konkurentsku prednost u odnosu na postojeće proizvode.

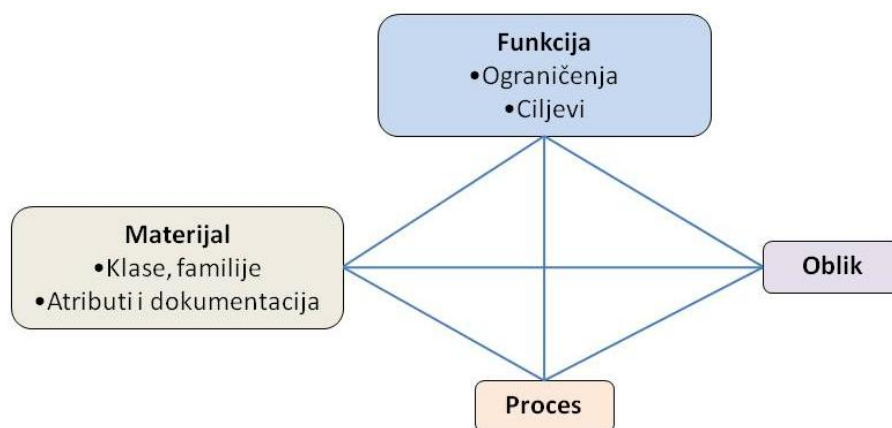


Slika 11. Izbor materijala i kontinuirano poboljšanje pri razvoju proizvoda

Interdisciplinarno znanje koje je potrebno, u većini slučajeva izbora materijala, je netrivialno i od inženjera konstruktora zahteva, pored detaljne, pristupačne i blagovremene informacije o svojstvima materijala, i poznavanje metoda izbora materijala, među kojima su i metode višekriterijumskog odlučivanja.

2.3. Proces izbora materijala

U okviru ovog poglavlja postavljene su osnovne procedure za izbor materijala, uspostavljanjem veze između materijala i funkcije elementa za koji se bira materijal (slika 12). Materijal ima attribute (svojstva): gustinu, čvrstoću, cenu, otpornost na koroziju i sl. Sama konstrukcija (dizajn) elementa zahteva određeni profil atributa, kao što je: mala gustina, velika čvrstoća, umerena cena i otpornost na koroziju u nekim sredinama. Važno je u startu smatrati sve poznate i dostupne materijale inicijalnom alternativom/opcijom, jer se tako izbegava mogućnost eliminacije potencijalno korisnog materijala.



Slika 12. Zavisnost izbora materijala od procesa, funkcije i oblika elementa

Zadatak izbora materijala može se grubo podeliti u dve faze:

- Identifikovanje željenog profila atributa i zatim

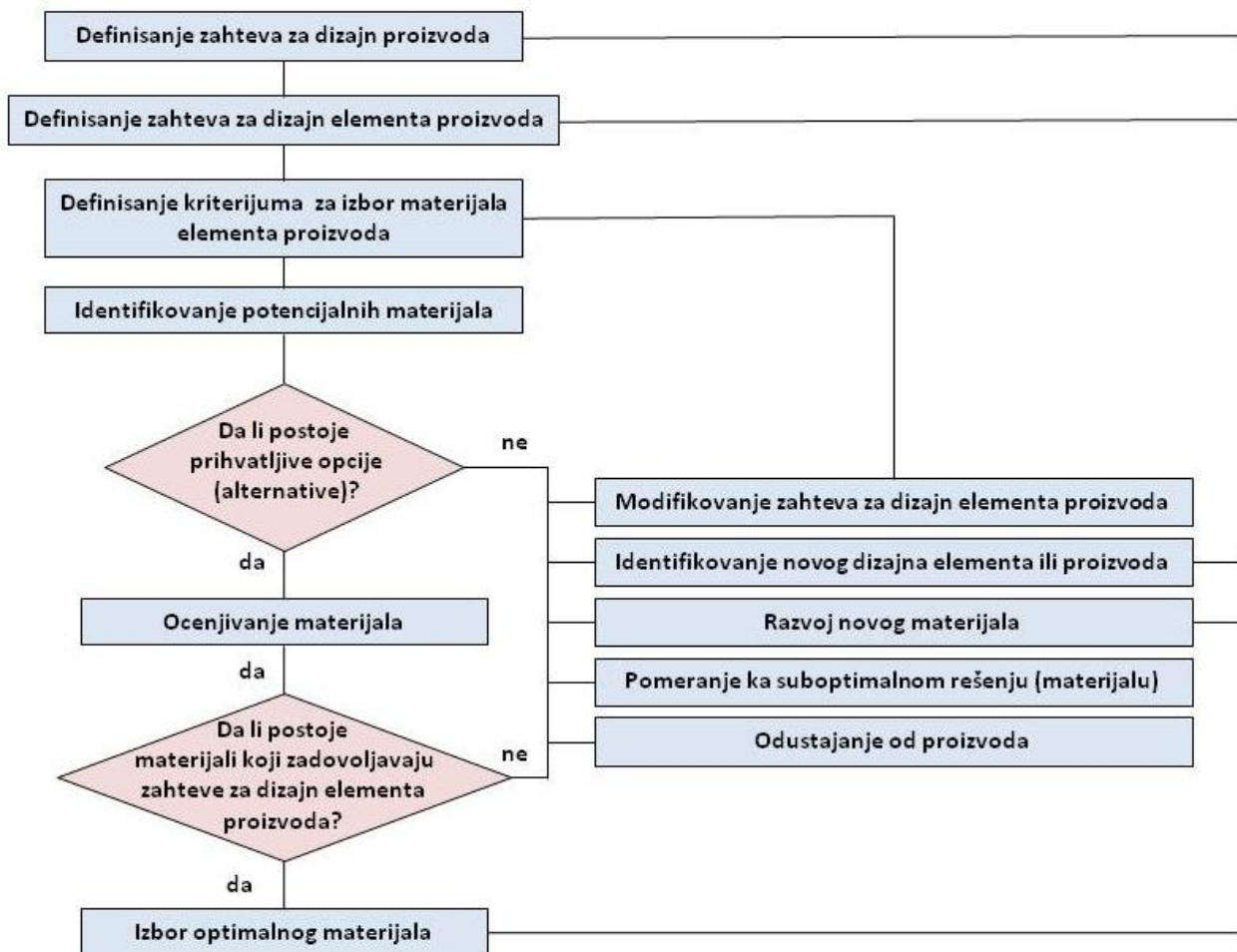
- Upoređenje identifikovanog profila sa realnim inženjerskim materijalima u cilju pronalaznja materijala koji najviše odgovara traženom profilu.

Svaki materijal karakteriše skup atributa, koji podrazumevaju njegova mehanička, fizička, tehnološka i druga svojstva, cenu i dostupnost, kao i njegov uticaj na okolinu; sve se to jednom rečju može nazvati profilom performansi (svojstava) materijala. Izbor materijala podrazumeva pronalazjenje najbolje podudarnosti između profila performansi dostupnih materijala i profila performansi materijala određenog zahtevima konstrukcije.

Polazeći od opšteg pristupa, proces izbora materijala se detaljnije i sveobuhvatnije može podeliti u 5 osnovnih faza:

1. Identifikovanje (definisanje) zahteva za dizajn proizvoda,
2. Identifikovanje (definisanje) zahteva za dizajn elemenata proizvoda,
3. Identifikovanje potencijalnih materijala,
4. Ocenjivanje (evaluacija) materijala,
5. Završna razmatranja i donošenje odluke o izboru materijala.

Opšti algoritam procesa izbora materijala prikazan je na slici 13.

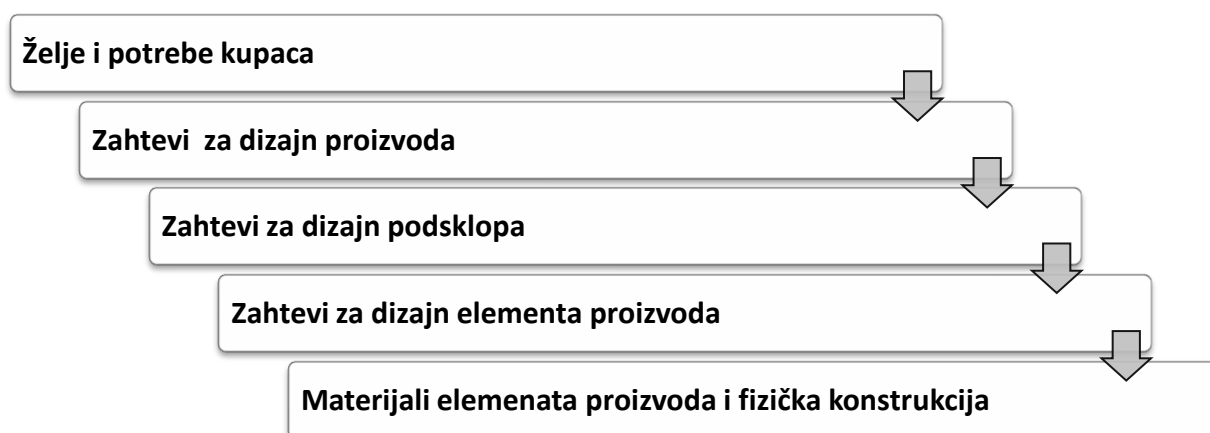


Slika 13. Opšti algoritam procesa izbora materijala

2.3.1. Identifikovanje zahteva za dizajn proizvoda

Razvoj određenog proizvoda može biti iniciran od strane menadžerskog tima kompanije, koja se bavi razvojem proizvoda, identifikujući potrebe i želje pretpostavljenih budućih kupaca. Nakon toga, dizajnerski tim želje i potrebe pretvara u inženjerske zahteve proizvoda. Inženjerski zahtevi dalje postaju deo zahteva za dizajn proizvoda. Uspešno pretvaranje želja i potreba kupaca u smislene inženjerske zahteve podrazumeva dobru komunikaciju između marketinga i inženjerskih grupa unutar jedne kompanije. S druge strane, zahtev za razvoj proizvoda može uslediti od strane druge kompanije, koja ima jasne potrebe u pogledu performansi, namene i izgleda proizvoda koji treba napraviti. Skup zahteva koji dostavlja druga kompanija je već u tehničkoj formi, tako da je proces razvoja proizvoda mnogo brži.

Nakon što su definisani uslovi za razvoj proizvoda, dizajnerski tim razvija, procenjuje i bira koncept proizvoda. Nakon toga, razvija se nacrt proizvoda i definišu zahtevi projekta za podsklopovima i elementima unutar proizvoda. Dijagram razvoja proizvoda po etapama prikazan je na slici 14.



Slika 14. Etape u razvoju proizvoda

Zahtevi za dizajn proizvoda mogu se svrstati u sledeće kategorije:

- Zahtevi u pogledu performansi proizvoda,
- Zahtevi u pogledu pouzdanosti proizvoda,
- Zahtevi u pogledu veličine, oblika, mase i estetike,
- Zahtevi u pogledu cene,
- Zahtevi u pogledu proizvodnje,
- Zahtevi u pogledu industrijskih standarda,
- Zahtevi u pogledu državnih i etičkih uredbi,
- Zahtevi u pogledu intelektualne svojine,
- Zahtevi u pogledu održivosti.

Zahtevi u pogledu performansi opisuju funkcije i karakteristike proizvoda. To podrazumeva dodeljivanje merljive ciljne vrednosti za svaku performansu atributa u vezi sa određenom funkcijom ili svojstvom. Važno je identifikovati attribute koji su merljivi, jer je u suprotnom veoma teško objektivno proveriti da li je uslov iz zahteva ispunjen. Pouzdanost se odnosi na sposobnost proizvoda da radi kao što je projektom predviđeno u određenom periodu korišćenja i pod datim skupom eksploatacionih uslova. Period korišćenja može se meriti na različite načine, na primer: vremenski period upotrebe, broj radnih sati, broj ciklusa, pređena kilometraža itd.

Veličina, oblik, masa i estetski izgled proizvoda diktirani su funkcionalnošću, jednostavnošću upotrebe, sposobnošću da se uklope u određeni prostor, te dopadljivošću kupcu. Estetika uključuje oblik, boje i teksture površina.

Cena po kojoj kompanija misli da može da proda svoj proizvod i ostvari željeni profit od svake prodaje determiniše maksimalno dozvoljenu cenu dizajna i izrade proizvoda.

Industrijski standardi su dokumenti koji sadrže zahteve, koji su prihvaćeni i definisani od strane kompanija i ljudi koji rade u specifičnim granama industrije ili na izradi specijalnih proizvoda. Standardi definišu performanse proizvoda, sigurnost, pouzdanost i metode za njihovo ocenjivanje.

Državnim uredbama se definišu zahtevi u pogledu načina rada uređaja, sigurnosti proizvoda, supstanci koje se ne smeju koristiti, dozvoljenih količina sastojaka i sl. Etičkim uredbama se zakonski reguliše upotreba specifičnih materijala i uređaja, koji imaju štetno ili nedovoljno ispitano dejstvo na pojedince ili grupe ljudi.

Intelektualna svojina je proizvod intelekta pojedinca i uključuje patente, poslovne tajne, autorska prava, robne marke i sl. Patent je pravo dato od strane vlade pronalazaču ili pronalazačima. Pronalazak može biti proces, mašina, proizvodnja, sastav materijala, metodologija, tehnologija, usluga i sl.

Kod kompanija koje imaju sposobnost za to, može se zahtevati specifičnost u procesu proizvodnje i materijala koji se koriste za izradu. Kao primer, mogu se navesti ograničenja oblika i dimenzija proizvoda, kako bi se postojeća oprema za proizvodnju mogla koristiti pri izradi proizvoda. U slučajevima kada se novi proizvod znatno razlikuje od prethodnih, ograničenja korišćenja specifičnih materijala i procesa mogu da obezbede konkurentsku prednost, ali i probleme oko osvajanja proizvodnje.

Zahtev održivosti znači „zadovoljavanje potreba današnjice bez ugrožavanja mogućnosti budućih generacija da zadovolje svoje potrebe” [15]. To zahteva da ljudi u svojoj aktivnost

koriste samo prirodne resurse u količini koja se može prirodno obnovljati. Cilj održivog dizajna je izrada proizvoda na način koji smanjuje korišćenje neobnovljivih resursa, minimizira uticaj na životnu sredinu i povezuje ljude sa prirodnim sredinama.

2.3.2. Identifikovanje potencijalnih materijala - translacija

Svaki element (komponenta) konstrukcije ima jednu ili više funkcija: prenos opterećenja, prenos snage, prenos obrtnog momenta, čuvanje fluida pod pritiskom, prenos toplote, provođenje ili izolacija itd. Zadate funkcije treba ostvariti u okviru nekih ograničenja, koja se definišu kroz fiksne dimenzije, nosivost, nazivni pritisak, otpornost na koroziju, provodnost ili neprovodnost toplote i struje i sl. Pored njih, definišu se i određeni ciljevi elemenata konstrukcije, koji mogu biti: što manja cena, što manja masa, što veća sigurnost, što veća tvrdoća, što bolja postojanost, što približnije vrednosti svojstava nekim ciljanim vrednostima, kao i njihova kombinacija.

S druge strane, određeni parametri se mogu podešavati, kako bi se optimizirao zadati cilj ili ciljevi. Tako, na primer, dimenzije nekog elementa mogu varirati jer nisu ograničene samom konstrukcijom (dizajnom) i još važnije, mogu se birati različiti materijali. Ovi parametri se uobičajeno nazivaju slobodnim parametrima. Na taj način funkcija, ograničenja, ciljevi i slobodni parametri elementa, definišu granične uslove za izbor materijala od kojeg će on biti napravljen. Zbog toga je veoma važno, da se u prethodnoj fazi izbora materijala, jasno i precizno definišu funkcija, ograničenja, ciljevi i slobodni parametri elementa za koji se bira materijal, slika 15 [16].



Slika 15. Granični uslovi za izbor materijala

U ovoj fazi se vrši analiza i prevođenje (translacija) zahteva dizajna, koji su izraženi u vidu funkcije, ograničenja i ciljeva u pokazatelje performansi/svojstva materijala [17]. Kada se potrebna svojstva materijala za element proizvoda identifikuju, onda je moguće identifikovati potencijalne materijale od kojih će taj element biti napravljen. Ostali zahtevi u pogledu dizajna elementa predstavljaju dodatna ograničenja za materijale koji se mogu koristiti. Broj potencijalnih materijala, koji se mogu koristiti za izradu elementa proizvoda, smanjuje se prilikom povećanja broja i složenosti dodatnih zahteva.

Prilikom identifikovanja potencijalnih materijala treba obratiti pažnju i na tehnologiju izrade proizvoda, s obzirom na uticaj, koji način izrade ima na svojstva materijala. Na primer, nije isto da li je neki deo od nerđajućeg čelika rađen kovanjem ili livenjem, jer je poznato da prilikom kovanja dolazi do značajnog ojačanja materijala.

Inovativna rešenja kod izbora materijala, koja omogućavaju izradu proizvoda sa boljim performansama, boljom pouzdanošću i/ili nižom cenom u odnosu na proizvode konkurencije, stvaraju značajnu konkurentsku prednost (primer plastike u 20. veku).

Identifikovanje materijala koji se mogu koristiti za izradu nekog proizvoda vrši se na osnovu dostupnih objavljenih podataka o materijalima i na osnovu rezultata eksperimentalnih merenja. Generalno postoji mnogo informacija o svojstvima materijala, koje su objavljene u raznim priručnicima, udžbenicima, časopisima, standardima, katalogima proizvođača, dobavljača i sl. Međutim, često su ti podaci praktično neupotrebljivi, pa je potrebno dodatno eksperimentalno uporediti svojstva odabranih materijala.

2.3.3. Ocenjivanje materijala

U ovoj fazi izbora materijala upoređuju se zahtevi za svojstvima materijala sa svojstvima materijala iz neke baze podataka, sve u cilju formiranja liste materijala-kandidata koji imaju najviše izgleda za određenu namenu. Vrlo često dostupne i objavljene informacije o materijalu nisu potpune. Često postoje brojne informacije za procenu da li je materijal potencijalni kandidat za upotrebu, ali one nisu dovoljne da bi bio izabran kao najbolje rešenje. Stoga je neophodno izvršiti evaluaciju materijala u cilju provere, da li materijal zadovoljava sve projektne zahteve elementa proizvoda koji se razmatra. Kada je broj potencijalnih materijala veći od jedan, evaluacija pruža informacije koje će pomoći da se identifikuje materijal sa svojstvima koja u najvećoj meri ispunjavaju zahteve dizajna, po najnižoj ceni (cena ne mora uvek biti jedan od uslova).

Proces ocenjivanja materijala sastoji se od prikupljanja informacija o svojstvima materijala, koja su bitna za funkciju proizvoda, te rangiranja na osnovu određenih kriterijuma. Za pravilan izbor, pored validnih i pouzdanih podataka o samom materijalu i definisanih kriterijuma, veoma je važno kako iskoristiti te podatke, da bi se, sa što većom sigurnošću, izabrao najbolji među razmatranim materijalima.

Kako je rastao broj dostupnih materijala, tako se nametala potreba za metodološkim pristupom pri izboru materijala za određeni element/proizvod. Iskustva eksperata iz oblasti *Inženjerstva materijala* su sve više zaostajala za progresivnim razvojem novih materijala sa unapređenim svojstvima-*napredni materijali*.

Vremenom je razvijen niz metoda za ocenu materijala i stalno se predlažu nove ideje kao dopuna i unapređenje postojećih metoda. Samim tim, javila se potreba za razvojem pouzdanog, sistematičnog i ne previše složenog pristupa baziranog na naučnim (matematičkim) osnovama, koji bi bio podrška odlučivanju pri oceni i izboru materijala. Zbog toga se ova faza u izboru materijala, u poslednje vreme, deli na dve podfaze. Naime, podela je bazirana na klasifikaciji zahteva performansi (kriterijuma za izbor) materijala na **apsolutne** - „**stroge**“ i **uslovne (poželjne)** - „**fine**“. Tako se „**strogi**“ zahtevi (tipa: prošao-nije prošao) koriste za inicijalnu-grubu selekciju, tj. skrining materijala, kojom se eliminišu kandidati čiji su jedan ili više atributa izvan granica definisanih ograničenjima. Na primer, kod izbora biomaterijala, biokompatibilnost predstavlja strogi kriterijum, koji eliminiše sve materijale koji nisu biokompatibilni. Ova podfaza u izboru materijala se u literaturi često naziva i skriningom materijala.

Druga podfaza obuhvata upoređenje i rangiranje alternativa na osnovu „**finih**“ kriterijuma da bi se još više suzila lista potencijalnih materijala. Zbog toga se, u poslednje vreme, za ocenu i izbor materijala sve više koriste metode višekriterijumskog odlučivanja. Njihova primena obezbeđuje bolje rezultate pri izboru materijala, pogotovo ako je problem koji se analizira dosta kompleksan ili namena proizvoda za koji se biraju materijali od posebnog značaja. Pored toga, uz pomoć pomenutih metoda moguće je bolje oceniti raspoložive potencijalne materijale (alternative), te na osnovu ocene izabrati najbolji među njima. Na kraju, može se rezimirati: Skriningom materijala se izdvajaju materijali koji mogu vršiti funkciju, dok se rangiranjem identifikuju materijali koji mogu najbolje obavljati definisanu funkciju.

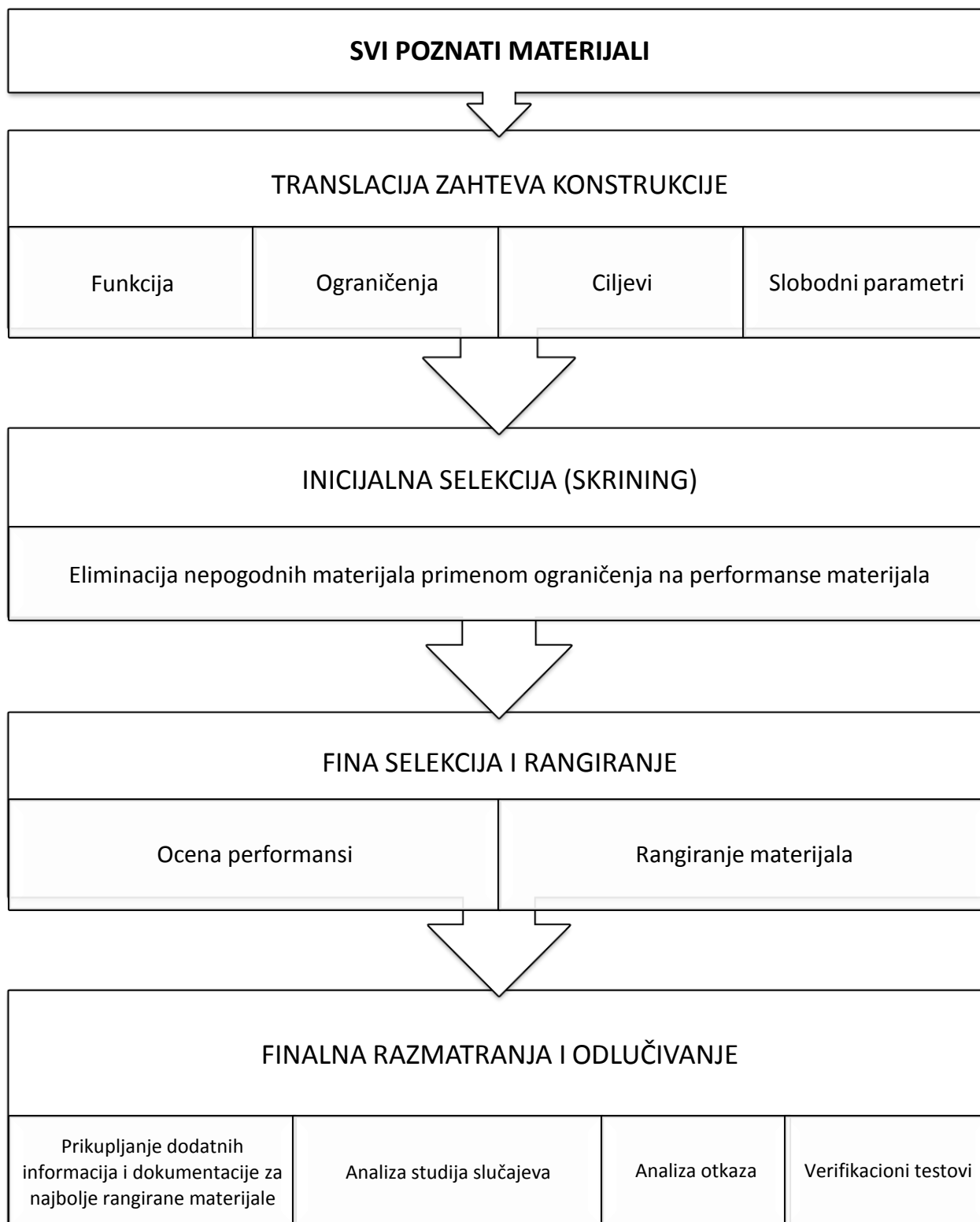
Tokom procesa identifikacije i evaluacije materijala, može se zaključiti da ne postoje materijali koji se mogu koristiti za izradu nekog elementa proizvoda. U tom slučaju, dizajnerski tim ima na raspolaganju sledeće mogućnosti:

1. Izabrati novi koncept za taj element proizvoda,

2. Modifikovati zahteve proizvoda,
3. Pomeranje prema suboptimalnom rešenju (Element proizvoda neće imati potrebne performanse ili pouzdanost, što značajno smanjuje verovatnoću da ceo proizvod bude uspešan),
4. Dizajnirati novi materijal, koji će zadovoljiti sve zahteve za određeni element proizvoda,
5. Odustati od proizvoda.

2.3.4. Finalna razmatranja i donošenje odluke o izboru materijala

Na osnovu rezultata evaluacije, dizajnerski tim donosi odluku, koji (ako ih ima) od potencijalnih materijala najviše zadovoljava projektne zahteve. U ovoj fazi se prikupljaju dodatne informacije za najbolje rangirane materijale, analiziraju alternative, vrše finalni verifikacioni testovi, te na osnovu svega prethodnog donosi odluka o najpogodnijem materijalu. Nekada se, iz nekih razloga, ne bira najbolje rangirani materijal, a takvi razlozi se nazivaju lokalnim uslovima (nedostupnost materijala, prevelika cena i sl.). Međutim, bez obzira na konačnu odluku, potrebno je uvek znati koji je materijal najbolje rangiran. Dakle, ako postoji barem jedan prihvatljiv materijal za svaki od elemenata proizvoda, onda tim dizajnera može nastaviti sa radom. Na slici 16 šematski su predstavljene faze pri izboru materijala.



Slika 16. Prikaz procesa izbora materijala kroz različite faze

2.4. Inicijalna selekcija – skrining materijala

U ranim fazama procesa projektovanja, normalno je da broj materijala koji se razmatraju bude prilično veliki. Da bi se ograničio broj potencijalnih materijala, važno je saznati koje vrste materijala je moguće upotrebiti za projektovanje i izradu određene komponente. Tokom ove faze se identifikuju klase materijala koje je moguće koristiti. Kako dizajn napreduje, broj materijala kandidata se smanjuje i podaci postaju finiji, sve dok se eventualno izabere i koristi jedan od njih [18]. Da bi proces inicijalne selekcije bio uspešan, neophodno je primeniti neke od metoda za izbor materijala.

Izlaz iz procesa inicijalne selekcije (skrininga) je skup kandidata materijala koji se mogu razmatrati u narednoj fazi procesa projektovanja, te dalje i detaljnije ocenjivati. Proces izbora materijala se dodatno komplikuje potrebom da se razmotri tehnološkičnost elementa za koji se bira materijal. Broj različitih materijala dostupnih na tržištu je prilično veliki, sa tendencijom sve većeg i bržeg rasta. Kao posledica tolikog broja materijala, može se lako desiti da se previdi neki od materijala. To je uslovalo stalni razvoj baza podataka o materijalima, alata za projektovanje pomoću računara, kao i sistema za pristup informacijama.

Zbog toga inženjeri koji se bave razvojem proizvoda treba da budu upoznati sa metodama za izbor materijala, bazama podataka materijala i alata za projektovanje pomoću računara, kako bi se izbegao propust pri izboru odgovarajućeg materijala. Ova činjenica opravdava potrebu da se temeljno biraju materijali prilikom dizajniranja nove komponente ili proizvoda.

2.5. Atributi materijala

Samo su u retkim slučajevima tačna svojstva materijala definisana od strane kupca, tj. naručioca proizvoda. Čak i tada, projektant mora da razume kakav je materijal potreban za dizajn proizvoda. Analiza proizvoda omogućava razumevanje značaja materijala, izrade, ekonomije i estetike pre izrade bilo kakvog proizvoda. U izradi projektne dokumentacije mogu pomoći sledeća pitanja:

- Šta je funkcija svakog elementa?
- Koji su zahtevi za svaki od elemenata u pogledu svojstava?
- Kako se izrađuju elementi i zašto baš tako?
- Od čega je napravljen svaki element i zašto baš od tog materijala?
- Da li postoje alternativni materijali i konstrukcije koje se koriste i da li je moguće predložiti poboljšanja?

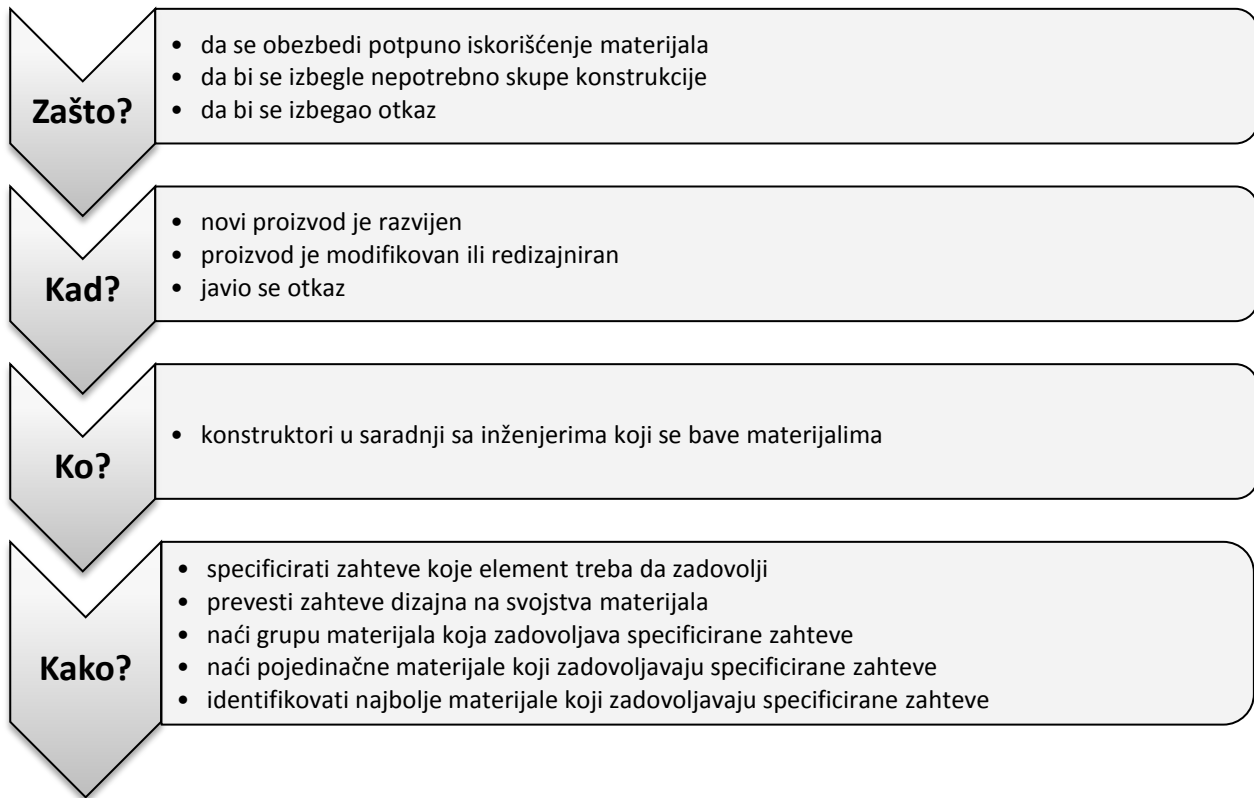
Pri izboru materijala mora se uzeti u obzir veliki broj faktora. Karana i saradnici [2] su pokazali da se prilikom izbora materijala moraju uzeti u obzir sledeći zahtevi:

1. Mehanička svojstva (modul elastičnosti, čvrstoća, napon tečenja, otpornost na puzanje, plastičnost, tvrdoća, žilavost, ...);
2. Zahtevi izrade (dostupnost, obradivost, sposobnost zavarivanja, livkost, sposobnost za termičku obradu;
3. Ekonomski zahtev;
4. Zahtevi održavanja;
5. Termička svojstva (specifična toplota, provodljivost);
6. Koroziona svojstva;
7. Fizička svojstva (kristalna struktura, gustina, temperatura topljenja, viskoznost, poroznost, propusnost, transparentnost, optička svojstva, dimenzionalna stabilnost);
8. Hemijska svojstva;
9. Električna svojstva;
10. Akustička svojstva;
11. Optička svojstva;
12. Dimenzije;
13. Poslovni problemi;
14. Faktori radnog veka;
15. Dostupnost materijala;
16. Estetski atributi;
17. Eko-svojstva (sposobnost reciklaže, održivost, emisije CO₂);

Pored ovih zahteva, aspekti interakcije sa korisnikom, kao što su izgled, percepcija i emocije počinju da bivaju razmatrani pri izboru materijala.

2.6. Pokazatelji i kritični aspekti materijala

Materijali igraju značajnu ulogu u dizajnu proizvoda, jer atributi materijala (svojstva) definišu (ili ograničavaju) performanse. Većina proizvoda treba da zadovolji izvesne zahteve u pogledu performansi, koji se utvrđuju razmatranjem specifikacija dizajna. Ti zahtevi mogu biti jeftin, krut ili čvrst proizvod. Svaki od ovih zahteva uticaće na izbor materijala. Na primer, ako proizvod mora da bude svetao, čelik neće biti izabran; ako je potrebno da bude krut, guma neće biti ni razmatrana. Osnove izbora materijala slikovito su prikazane na slici 17 [19].



Slika 17. Osnove izbora materijala

Problem izbora materijala, između ostalog, može se podeliti u dve kategorije:

- izbor materijala baziran na svojstvima materijala,
- izbor materijala baziran na zahtevima dizajna, gde su svojstva materijala već sadržana u njima.

Zbog toga je inženjerstvo materijala osnova za formulisanje uslova kakva svojstva materijala su tražena. Kada se konstruktor odluči za značajne kriterijume konstrukcije, kombinacija parametara koji najbolje opisuju ove kriterijume može biti u obliku pokazatelja materijala (engl. *Material index*). Tako, na primer, minimalna težina grede se odnosi na vrednost modula elastičnosti podeljenog gustinom materijala (E/ρ). *Asby* i *Cebon* [20] su dosta dobro opisali načine i metode izvođenja pokazatelja materijala. Već je pomenuto da se faktori konstrukcije mogu podeliti na *ciljeve* i *ograničenja*. Zajedno se koriste kao pomoć pri odlučivanju, koji pokazatelji materijala bi morali da se koriste.

2.7. Kratak prikaz postojećih formalizovanih metoda za skrining materijala

Inicijalna selekcija ili skrining materijala je neophodna zbog velikog broja dostupnih materijala i mnogobrojnih podataka o njima. Razvijen je priličan broj procedura, kojima se rešavaju problemi grube selekcije materijala, a najznačajniji među njima su sledeći [17, 21]:

- Metod cene po jedinici svojstva (*Cost per unit property method*);
- Metod upitnika (*Questionnaire method*);
- Sistemi zasnovani na znanju (*KBS - Knowledge-Based Systems*);
- Veštačke neuronske mreže (*ANN - Artificial Neural Networks*);
- Zaključivanje na osnovu slučajeva (*CBR - Case Based Reasoning*);
- Grafička metoda (*Chart method*);
- Sistemi za izbor materijala pomoću računara (*Computer-aided materials selection systems*).

2.7.1. Cena po jedinici svojstva

Budući da cena ima važnu ulogu pri izboru materijala, logično je da se razmatra na početku procesa izbora materijala. Generalno, ciljana vrednost cene je podešena tako da eliminiše materijale koji su veoma skupi, te konačan izbor materijala postaje kompromis između cene i performansi. Ova metoda koristi poseban tip indeksa performansi koji može biti veoma koristan faktor, jer se odnosi na kritično svojstvo materijala, preko kojeg se kontroliše performansa konstrukcije

Ova metoda je pogodna za inicijalnu selekciju materijala u aplikacijama gde se jedno svojstvo izdvaja kao najkritičnije [22]. U tom slučaju, moguće je proceniti troškove ispunjenja najkritičnijeg zahteva za različite materijale. Cena po jedinici zatezne čvrstoće (€/MPa) je obično kriterijum koji se najčešće koristi, gde su materijali sa nižom vrednošću ovog kriterijuma birani kao poželjni. Međutim, glavno ograničenje ove metode je što posmatra samo jedno svojstvo, ignorišući druga, koja se moraju uzeti u obzir odvojeno.

Veoma je važno napomenuti da postoji mnogo načina da se izračuna cena materijala. Ukupni troškovi za vreme radnog veka su najrealniji parametar za analizu. U ove troškove spadaju: početna cena materijala, proizvodni troškovi, troškovi rada i troškovi održavanja.

2.7.2. Metod upitnika

Većina današnjih metoda za izbor materijala zasnovana je na numeričkim podacima, koji postaju detaljniji kako dizajner napreduje kroz faze procesa projektovanja. U poslednje vreme, eksperti iz ovih oblasti, sve više naglašavaju potrebu za alatima pri izboru materijala, koji bi služili kao podrška inženjerima u početnim fazama procesa projektovanja, a u cilju iznalaženja izvodljivog i ekonomski isplativog dizajnerskog rešenja [23]. Premda metod upitnika ne može rangirati rešenja, on doprinosi povećanju verovatnoće postizanja optimalnog dizajnerskog

rešenja. Neka od pitanja koja se koriste prilikom izbora materijala metodom upitnika bila bi sledeća [10]:

- Da li su sva relevantna diskretna svojstva materijala navedena i rastumačena?
- Da li su uzeti u obzir svi uslovi radne sredine?
- Da li su sva ekonomska ograničenja uzeta u obzir?
- Da li postoje prolazni efekti?
- Da li se projektni uslovi menjaju sa vremenom?
- Da li su uzeti u obzir uticaji obrade materijala?
- Da li je adekvatno razmatran uticaj dinamičkog opterećenja, kao što je zamor?
- Da li će se svojstva izabranog materijala menjati u eksploatacionim uslovima rada elementa?
- Ako su sprovedena posebna ispitivanja, da li je uticaj uslova ispitivanja uzet u obzir prilikom korišćenja rezultata?
- Da li je utvrđena tačnost izmerenih podataka, i da li ona može imati uticaj na kvalitet idejnog rešenja?
- Da li je izvedena procena rizika usled netačnih ili nedostajućih informacija?
- Da li je uzet u obzir uticaj naknadne obrade materijala (kao što je tretman površina) na konačna svojstva materijala?
- Da li je adekvatna pažnja bila posvećena alternativnim materijalima?
- Da li je ukupan radni vek adekvatno razmatran (na primer, principi reciklaže)?
- Da li je sagledana kompletna situacija konstrukcije proizvoda u kojoj dotični element predstavlja njen sastavni deo (poznato je da odluke, koje se donose posmatrajući samo element, mogu dovesti do suboptimalnog rešenja)?
- Da li je razmatran odnos sa drugim elementima u pogledu habanja, tehnike spajanja i korozije?
- Da li postoje hemijski, toksikološki, radioaktivni ili biološki uticaji koje treba uzeti u obzir?
- Da li je uticaj količine i brzine proizvodnje komponenti adekvatno uzet u obzir?
- Da li je razmatrana dostupnost sirovina u budućnosti?
- Da li je razmatrano uvođenje bilo kakvih novih materijala i tehnologija, i vršena procena između rizika njihovog nepoznavanja prema potencijalnim dobitima?

2.7.3. Sistemi zasnovani na znanju

Sistemi zasnovani na znanju ili ekspertni sistemi, predstavljaju jedan od oblika praktične primene veštačke inteligencije. Oni imitiraju ljudsko rešavanje problema i povezuju baze znanja

u cilju rešavanja konkretnog problema [24]. *Ekspertni sistemi* su računarski programi kojima se simulira rešavanje problema na način kako to čine eksperti.

Informacije o inženjerskim materijalima prikazane su u dve kategorije: baze podataka i baze znanja. Međutim, razlika između baze podataka i baze znanja još uvek nije stroga i najjasnija [25]. *Podaci* su definisani kao rezultat merenja koji se može predstaviti brojevima, dok *znanje* predstavlja veze između stavki podataka i uglavnom se izražava jednostavnim jezikom. Prema ovoj podeli, postoje dve mogućnosti za razvoj sistema za izbor materijala, i to: preko baza podataka materijala (sistem za podršku odlučivanju) ili preko sistema zasnovanih na znanju (ekspertni sistem).

Kompjuterizovane baze podataka su najbolji oblik predstavljanja rezultata prethodnih merenja svojstava materijala, jer pružaju lak pristup podacima koji su vezani za materijale. Ove baze podataka sadrže stručno znanje za pomoć korisnicima, koji na interaktivan način mogu rešavati različite probleme.

Sistemi zasnovani na znanju rade u potpuno interaktivnom režimu, pružaju nepristrasne preporuke i u stanju su da pretražuju velike baze podataka, da bi došli do optimalnog rešenja [26]. Druga važna prednost ekspertnih sistema je njihova sposobnost da sadrže dragoceno znanje i učine ga dostupnim širokom krugu korisnika [27]. Međutim, indukcija znanja je težak proces i nije nimalo lako održavati ovakav sistem. Osim toga, ekspertni sistemi nisu pogodni za rangiranje materijala.

2.7.4. Veštačke neuronske mreže

Neuronske mreže, primenjene za izbor materijala, mogu biti od pomoći pri izboru najboljeg materijala iz baze podataka o materijalima. Međutim, nije dovoljno koristiti je kao samostalni alat, jer se njeno glavno ograničenje ogleda u nemogućnosti da uvek obezbedi jedinstveno rešenje [28].

2.7.5. Zaključivanje na osnovu slučajeva

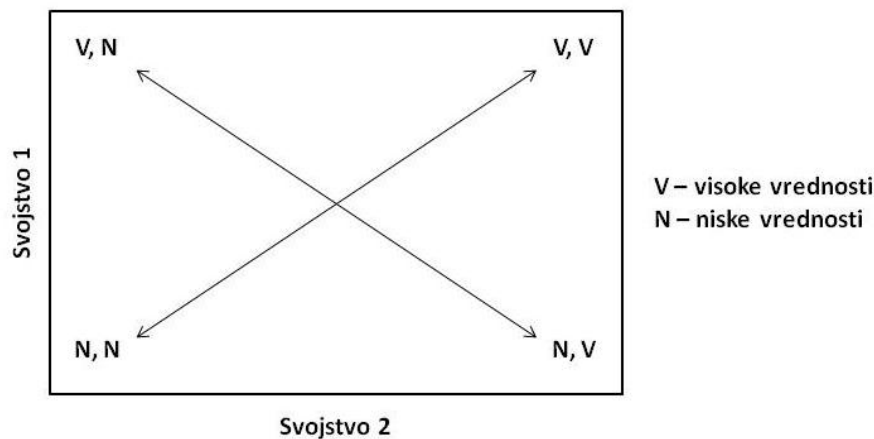
Zaključivanje na osnovu slučajeva je tehnika za rešavanje problema kod koje se pamte prethodni slučajevi (u obliku: *problem – rešenje*) i koriste za rešavanje novih problema, gde se staro rešenje može, u nekoj meri, adaptirati da bi odgovaralo novom problemu [29]. To je korisna tehnika za traženje i lako ažuriranje podataka iz baza podataka različitih rešenja tehničkih problema. Ona uključuje informacije o materijalima koji se koriste za dizajn proizvoda, koji se već uspešno primenjuju u praksi, ili su u prošlosti imali neuspeh. Ovi sistemi se mogu učiti iz iskustava,

sticanjem novih znanja iz različitih slučajeva, što čini njihovo održavanje lakšim. Kritičari smatraju da se ovakvim pristupom prihvataju anegdotski dokazi bez podrške statistički relevantnih podataka [19]. Oni takođe smatraju, da se koristeći implicitnu generalizaciju, ne može garantovati da je dobijeno rešenje ispravno.

2.7.6. Grafička metoda

Ovu metodu izbora materijala razvio je *Ashby* [30]. On se bazira na modeliranju problema u bazi podataka, iznoseći podatke o materijalu u grafičkom formatu. Ovi grafikoni su veoma korisni za inicijalnu selekciju materijala. Dijagrami su takođe korisni kod prikaza kompromisa između dva svojstva materijala (slika 18) [31].

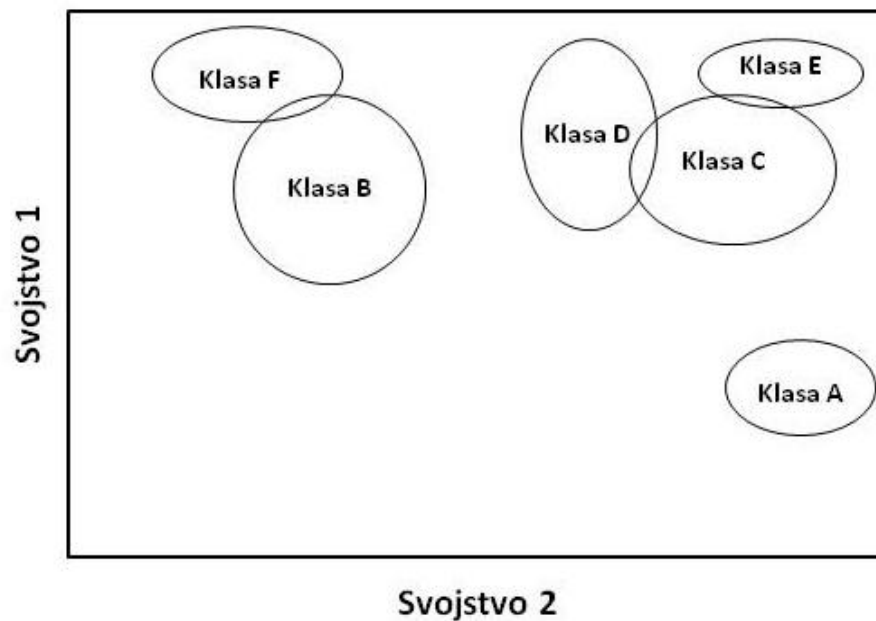
Ova metoda uključuje predstavljanje mnogo različitih materijala i omogućava laku vizuelizaciju njihovih svojstava, kao i ravnotežu dva svojstva (na primer, čvrstoća prema ceni); zbog toga je ovo idealna metoda za prvu i najgrublju selekciju, u kojoj će neke klase materijala biti eliminisane. Grafici se mogu koristiti za identifikaciju najboljih klasa materijala, a zatim detaljnijim pregledom u okviru ovih klasa izabrati pojedinačne materijale, kao kandidate za izbor (slika 19).



Slika 18. Principi grafičke metode

Kod ove metode, indeksi performansi materijala (kombinacije funkcije, ograničenja i cilja) su primenjeni korišćenjem dijagrama svojstva materijala. Broj materijala koji se mogu posmatrati na ovaj način je ograničen i sa povećanjem broja ograničenja može postati prilično nepregledan. U cilju rešavanja ovog problema i komotnijeg korišćenja, metodologija je plasirana kao komercijalni softverski alat pod nazivom *CES* (*Cambridge Engineering Selector*). *CES* je moćan alat za izbor i analizu, koji je zasnovan na metodologiji izbora materijala po *Ashby*

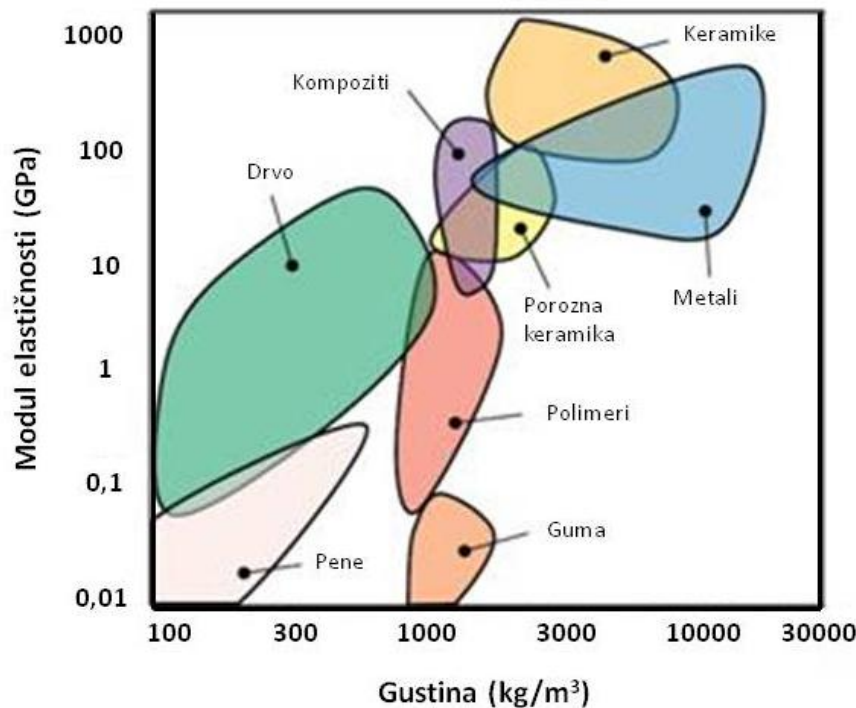
metodi. U oblasti mašinskog konstruisanja, ovi dijagrami predstavljaju jednostavan i brz način provere pogodnosti materijala za određenu primenu [32].



Slika 19. Identifikovanje konkurentskih materijala grafičkom metodom

Na dijagramima su materijali grupisani po klasama u vidu "zrna" (npr., metali, keramika, polimeri i sl.), kao što je prikazano na slici 20. Na njoj se može videti da metali imaju najveću gustinu, penasti materijali najmanju, dok su keramike materijali najveće krutosti. Ova metoda pokriva veliki broj materijala jednim grafičkim prikazom i omogućava brzo identifikovanje klase materijala koja odgovara zahtevima. Na primer, ako je potreban krut materijal gustine manje od 2000 kg/m^3 , onda su kompozitni materijali najbolje rešenje.

Treba naglasiti da su na dijagramu kvantitativna svojstva izražena logaritamskom skalom. Razlog je opravdan, jer svojstva materijala često pokrivaju velike opsege, te je neophodno da se pokaže čitav opseg na jednom grafikonu. Dobra praksa u radu sa grafikonima je eliminisanje materijala za koje je očigledno da nisu dovoljno dobri. Pored toga, nije uputno tragati za jedinstvenim najboljim materijalom, jer je za to još rano u procesu projektovanja.



Slika 20. Primer dijagrama za izbor materijala

Osnovna prednost ove metode je sistematičnost i nepristrasnost prilikom fokusiranja na ciljeve. Takođe, grafička metoda je jednostavna kada je cilj jednostavan, poput minimiziranja težine uz jedno ograničenje (na primer, za određenu krutost, čvrstoću ili toplotnu provodljivost [33]). Međutim, glavni nedostatak ove metode je ograničenje odluke pri izboru materijala na dva ili tri kriterijuma istovremeno.

2.7.7. Sistemi za izbor materijala pomoću računara

Upoređenjem svojstva materijala i izborom najprikladnijeg materijala, postiže se poboljšanje performansi proizvoda. Zato je važno da se uvek razmotre svi postojeći materijali i izdvoji širok spektar materijala u fazi ocenjivanja i rangiranja. Ono što je potrebno za pravilan izbor materijala jesu podaci o svojstvima raznih materijala. Ove informacije obično dolaze u vidu tabela podataka, te je potrebno vreme za proces sortiranja prema nekim kriterijumima. Sa velikim brojem materijala raste potreba za informaciono-upravljačkim sistemima koji bi omogućili lakše, brže i tačnije pretraživanje [17].

Iako se neke od baza podataka materijala mogu koristiti kao sistemi za izbor materijala, njihova primarna i suštinska namena je skladištenje i pretraživanje podataka o materijalima. U tom pogledu, elektronske baze podataka o materijalima i softveri za pretraživanje su od pomoći dizajnerima. Naime, one omogućavaju dizajnerima da budu upoznati sa glavnim dostignućima u

oblasti materijala. Pored toga, obezbeđuju vezu sa informacijama na mreži o velikom opsegu različitih materijala, od kojih su svi potencijalni kandidati za dizajniranje novih i konkurentnih proizvoda.

Korišćenje novih materijala je jedan od načina inovacije u dizajnu proizvoda i to je razlog za razmatranja velikog broja mogućih materijala na samom startu, tj. u fazi razrade koncepta. Međutim, u ranim fazama procesa projektovanja postoji niz ograničenja koja onemogućavaju identifikaciju materijala [34].

U slučaju razmatranja tehničkih i ekonomskih zahteva, gornje i donje granice svojstava materijala mogu da se unesu u bazama podataka materijala, kao što su *MatWeb* i *CES* za filtriranje velikog broja materijala koji ispunjavaju sve zahteve dizajna. Kritičku analizu digitalnih alata za izbor materijala dao je *Ramalhete* sa saradnicima [35], pokušavajući da odgovori na nekoliko važnih pitanja: Kakvi digitalni alati postoje? Kako rade? Koja svojstva određuju izbor? Kakve informacije proizilaze iz izbora? Ova informacija je veoma korisna inženjerima koji se bave razvojem proizvoda pomoću kompjuterski baziranih alata za dizajn proizvoda.

2.8. Troškovi ulaganja u znanje iz oblasti inženjerstva materijala

Postoje troškovi ovladavanja znanjem iz oblasti *Inženjerstva materijala*, koja su neophodna za donošenje brzih i kvalitetnijih odluka. Ovi troškovi se odnose na [7]:

- identifikaciju potencijalnih materijala i proizvodnih procesa koji mogu da se koriste,
- ispitivanje materijala radi validacije njihovih performansi i pouzdanosti,
- ocenjivanje sposobnosti dobavljača da kontroliše varijacije svojstava materijala koji se koriste i
- razvoj proizvodnog procesa.

Međutim, pomenuti troškovi i naponi obično nisu veliki u odnosu na druge troškove razvoja proizvoda. Drugim rečima, naponi inženjera oko izbora materijala obično ne prerastaju u velike istraživačke projekte.

Troškovi pribavljanja znanja vezanih za materijale predstavljaju investiciju, neophodnu za razvoj uspešnog proizvoda, koja se nadoknađuje kroz donošenje bolje i brže odluke oko konstrukcije. Koristi od poznavanja materijala su sledeće:

- brži razvoj proizvoda i manje potrebnog vremena do plasmana na tržište,
- smanjenje troškova vezanih za materijale,
- ispunjenost zahteva u pogledu performansi i pouzdanosti proizvoda,

- veća dobit i
- smanjenje troškova proizvodnje.

2.9. Troškovi loših odluka pri izboru materijala

Izbor suboptimalnih materijala i loša kontrola nad varijacijama svojstava materijala može dosta koštati. Svake godine, proizvodna preduzeća troše milijarde dolara i milione radnih sati u laboratorijama na identifikovanje i rešavanje problema, kao što su: otkaz ispitivanog proizvoda, slab kvalitet materijala, loš kvalitet proizvodnje i nedovoljna pouzdanost proizvoda. Efekat takvih problema ogleda se kroz kasno lansiranje proizvoda, otkaz proizvoda, nezadovoljstvo potrošača, slabu prodaju proizvoda itd. Svi ovi troškovi često bivaju nekvantifikovani, ali mogu imati veliki uticaj na profitabilnost kompanije i njenu konkurentnost [7].

Izbor materijala, koji dovodi do proizvoda sa inferiornom pouzdanošću, može biti jako nepovoljan za konkurentnost proizvoda i ukupne troškove proizvodnje. Nasuprot tome, izbor materijala koji obezbeđuju pouzdanost van svake razumne mere može dovesti do dodatnih, nepotrebnih troškova, koji moraju biti ili preneti na kupca ili apsorbovani smanjenjem profita.

Prilikom donošenja odluke o projektovanju i proizvodnji, ukupni troškovi svih opcija moraju biti uzeti u obzir. Razmatrani troškovi moraju u sebi sadržati i troškove povezane sa rešavanjem problema koji se odnose na izbor materijala, a ne samo troškove kupovine po jedinici materijala, komponente, ili podsklopa.

3. OSNOVE TEORIJE ODLUČIVANJA

3.1. Osnovni pojmovi odlučivanja

Sa pojmovima odluka i odlučivanje susrećemo se svakodnevno i sa sigurnošću se može reći da je odlučivanje staro koliko i samo čovečanstvo. Pojedinci, ali i grupe ljudi, su odvajkada donosili razne odluke, tj. odlučivali, često ne shvatajući da to zaista čine, budući da odlučivanje predstavlja aktivnost koja je sastavni deo života (videti Prilog 1). Kako je život postajao kompleksniji, a ljudski razum i svest o događajima sve razvijeniji, nametnula se potreba za proširenjem znanja u cilju donošenja ispravnih odluka u svim područjima ljudskih aktivnosti. Konačno, i sami smo svedoci i savremenici mnogih pogrešnih odluka, naših i/ili tuđih, sa nemerljivim posledicama. Svest o značaju i posledicama različitih odluka posebno je dobila na značaju posle Prvog svetskog rata, nakon čega se formira nova naučna disciplina – operaciona istraživanja, koja se često smatra podoblašću matematike [36]. Posebnu oblast u okviru operacionih istraživanja predstavlja *Teorija odlučivanja*, koja proučava primenu analitičkih metoda za pomoć pri odlučivanju. Naučno izučavanje odlučivanja, odnosno, nagli razvoj teorije odlučivanja kao zasebne naučne discipline, javlja se nakon završetka Drugog svetskog rata.

Većina ljudskih i svaka inženjerska aktivnost, na direktan ili indirektan način, bazirana je na ekonomskim ciljevima. Ostvarivanje tih aktivnosti je direktno povezano sa donošenjem niza određenih odluka. Budući da se reči odlučivanje i odluka javljaju često u svakodnevnom govoru, a ključne su za sadržaj ove doktorske disertacije, valjalo bi navesti definicije. Kroz literaturu se mogu naći više varijanti pomenutih definicija, od kojih će neke biti navedene.

Čupić i Tummala [37] navode da je odluka rezultat izbora jedne, iz skupa mogućih alternativa, odnosno akcija, koje donosiocu odluke stoje na raspolaganju. Prema Schermerhorn-u [38], odluka je izbor između više alternativnih mogućnosti za rešavanje problema. Harrison [39] pod odlukom podrazumeva akciju u jednom tekućem procesu evaluacije alternativa koji se sprovodi radi postizanja određenog cilja, u kome određene aktivnosti nagone donosioca odluke da izabere akciju koja će najverovatnije dovesti do postizanja postavljenog cilja. Prema tome, odluka je rezultat procesa odlučivanja u kome se vrši ocena većeg broja alternativa, a donosi se radi postizanja određenog cilja

Donosilac odluke je svaki pojedinac (menadžer, inženjer, političar itd.) ili grupa (skupština, veće, upravni odbor) koji/koja ima nadležnost odlučivanja i snosi celokupnu

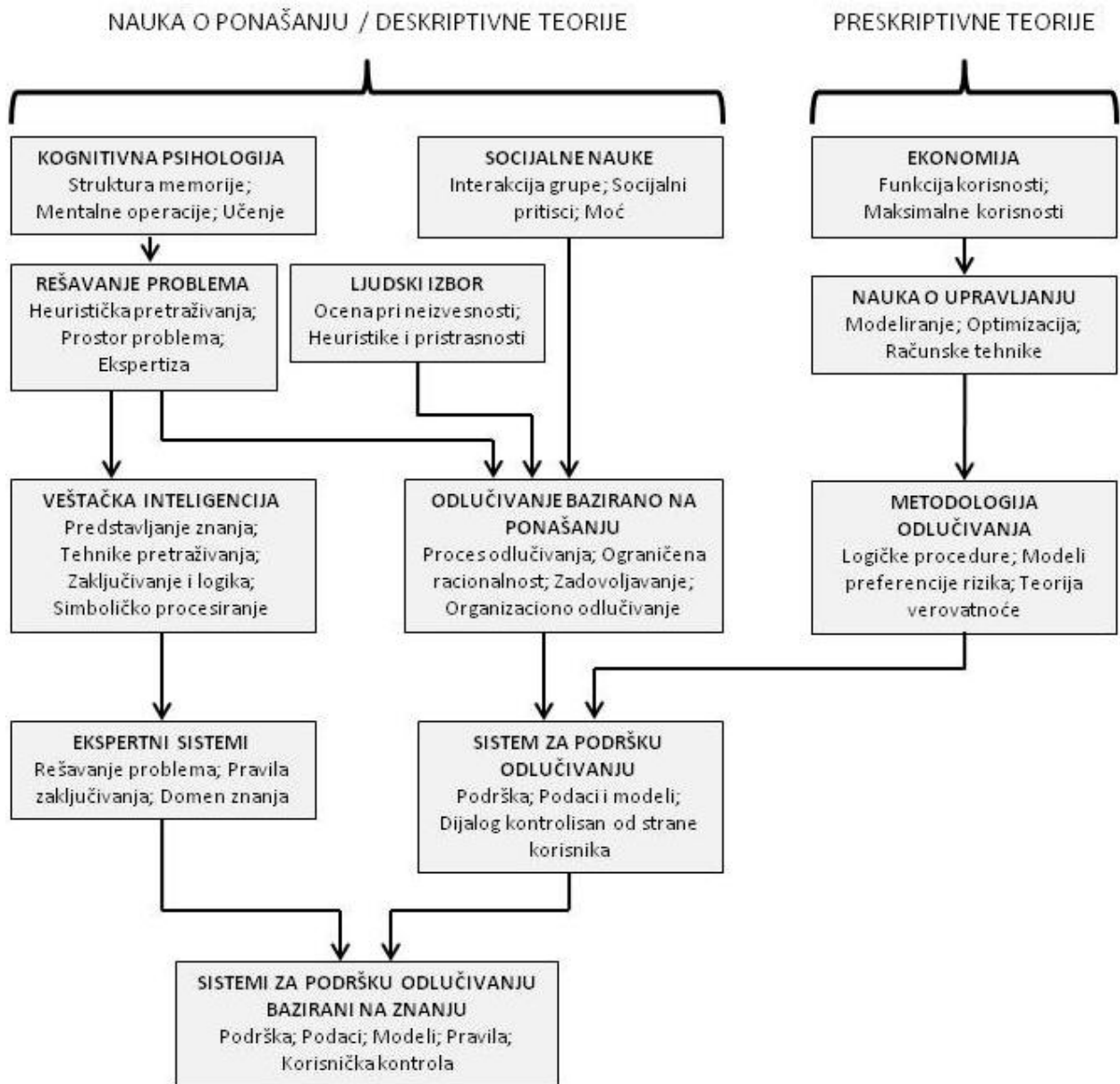
odgovornost za donesenu odluku. Za donošenje odluke nije važan ukupan broj alternativa, pa se odluka može doneti i u slučajevima sa samo jednom alternativom. Štaviše, odluka je doneta i u slučajevima kada se ne izvrši izbor alternativa, nezavisno od toga da li je za odlučivanje postojalo više ili samo jedna alternativa [40].

U jednostavnijim problemima za donošenje odluke treba napraviti relativno jednostavne analize u relativno kratkom vremenu. Međutim, složeniji problemi zahtevaju prethodnu analizu, odgovarajuće pripreme i aktivnosti u vremenu. Prema tome proces odlučivanja predstavlja niz međusobno povezanih i uslovnih radnji koje se sukcesivno odvijaju težeći krajnjem cilju – donošenju određene odluke. Dakle, svrha odlučivanja je doći do određene odluke. Pritom se pod pojmom svrha podrazumeva opravdavanje postupka, a pod pojmom cilj rezultat koji treba postići tim postupkom [41]. Dobijeni rezultat odlučivanja može:

- u celosti ostvariti zadani cilj,
- delimično ostvariti zadani cilj,
- ne ostvariti zadani cilj.

3.2. Interdisciplinarnost odlučivanja

Odlučivanje kao proces ima svoje korake/faze po kojima se realizuje. O odlučivanju kao interdisciplinarnom problemu, i teškoćama kako izučavanja tako i uspešne primene, može se dosta pročitati u literaturi [39, 42, 43]. Harrison smatra da se pri izučavanju i primeni odlučivanja može koristiti jedan od dva pristupa. Naime, prvi pristup, koji se uobičajeno naziva bihevioristički aspekt odlučivanja, zasniva se na izučavanju nauka kao što su: filozofija, psihologija, antropologija, sociologija, političke nauke i sl. Drugi pristup se bazira na primeni kvantitativnih aspekata odlučivanja, pri čemu se pod tim podrazumeva: ekonomija i statistika, matematika i tehničke nauke. S druge strane, Rubinstein [44] smatra da je teorija odlučivanja postala važna naučna disciplina, interesantna za ekonomiste, inženjere, političare, lekare, pravnike i mnoge druge, i da uključuje ljudska opažanja, osećaje i logiku. Čupić i Suknović [43] smatraju da pored navedenih pristupa treba dodati i ulogu i mesto informacionih sistema u procesima odlučivanja. Shodno tome, predložena je šema za naučni okvir odlučivanja koja predstavlja integraciju biheviorističkog, kvantitativnog i informatičkog pristupa odlučivanju, slika 21.



Slika 21. Naučni okvir odlučivanja [42]

3.3. Faze procesa odlučivanja

U realnim problemima najčešće se postavljaju zahtevi za ostvarivanjem više ciljeva, pri čemu na ostvarivanje svakog od njih ponaosob utiče velik broj faktora. Stoga se odlučivanje vrši analizom trenutno najznačajnijih faktora i nastojanjem za istovremenim ostvarenjem što više ciljeva. Pri tome se razlikuju sledeće vrste odlučivanja [45]:

- Naučno ili racionalno odlučivanje koje se bazira na kvantitativnim analizama svih dostupnih informacija primenom odgovarajućih naučnih metoda.
- Intuitivno odlučivanje zasnovano na znanjima stečenim u sličnim situacijama iz prakse.

Imajući u vidu značaj donošenja odluka mnogi vodeći autori iz oblasti teorije upravljanja praktično poistovećuju odlučivanje sa upravljanjem. Zbog toga, a sve u cilju povećanja racionalnosti odlučivanja, sve veća pažnja se posvećuje razvoju metoda i tehnika za pomoć pri odlučivanju i analizi rezultata. Na taj način se nauka o odlučivanju (Teorija odlučivanja) razvijala i razvija kao proces, koji, koristeći naučne metode i sistematska istraživanja, pomaže donosiocu odluke u određivanju izbora optimalne akcije [46]. Pri tome se ipak mora voditi računa da teorija odlučivanja ne može u potpunosti zameniti pristup tzv. **Intuitivnog odlučivanja**. Svaki donosilac odluke, koji bilo da zna ili ne teoriju odlučivanja, obično sebi zadržava pravo izvesnog stepena ličnog prosuđivanja u odlučivanju. Teorija odlučivanja treba da mu pomogne kako bi njegovo prosuđivanje bilo što uspešnije [43]

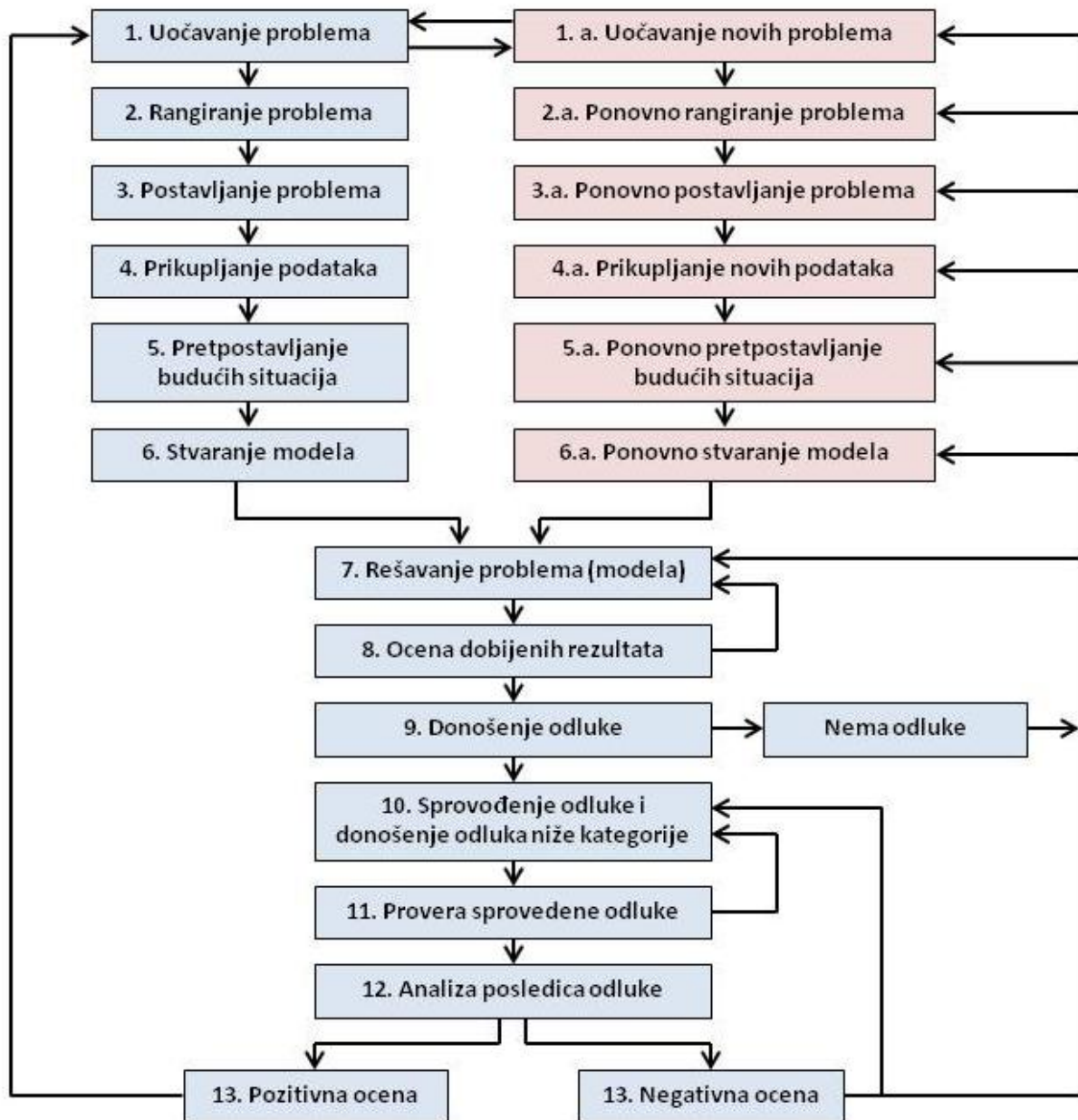
Naučno odlučivanje je predmet brojnih naučnih radova. Svi oni nastoje da proces odlučivanja podele na što više delova (faza). U tim se podelama vrlo često zanemaruje analiza odluke i potencijalna ispravka iste. Budući da se u realnim problemima često javljaju situacije da već donesena odluka ne mora ostati u svom prvobitnom obliku, nego se može i dopunjavati, u celosti izmeniti ili čak zameniti odlukom o nekom drugom problemu. Jedna od prihvatljivijih podela procesa odlučivanja data je na slici 22.

Detaljan opis svake od navedenih faza nije naveden jer je autor mišljenja da su faze odlučivanja intuitivno jasne. Treba napomenuti da su u većini radova izostavljene faze 10. i 13.

Srž nauke o odlučivanju je sistematska analiza koja u svojoj metodologiji koristi sistematski pristup i naučnu metodu. Većina tih metoda, naročito savremenijih, služi za nalaženje optimalne odluke, tj. najbolje odluke u uslovima delovanja različitih ograničenja iz okruženja odlučivanja.

Osnova procesa kvantitativnog odlučivanja ima svoj formalni okvir, sastavljen od sledećih faza [47]:

- Definisanje problema.
- Utvrđivanje kriterijuma odlučivanja, odnosno ciljeva kojima se teži.
- Formulisanje veza između parametara i kriterijuma-modela.
- Generisanje alternativa.
- Izbor akcije koja najviše zadovoljava postavljene kriterijume.



Slika 22. Faze procesa odlučivanja

3.4. Vrste odluka

Donošenje odluka je veoma važan proces u situacijama postojanja izvesnog problema. Ako problem predstavlja razliku između trenutnog i željenog stanja - cilja, a proces skup akcija ili operacija koje vode ka nekom cilju [43], onda svaka odluka pripada jednoj od tri osnovne grupe (slika 23). Pomenute grupe odluka korespondiraju sa najčešćim nivoima odlučivanja, pri čemu u svakoj narednoj grupi ima više odluka nego u prethodnoj [40]:



Slika 23. Vrste odluka

Operativno rukovodstvo (najčešće u tehničkoj struci) donosi svakodnevne (operativne) odluke, čime se obezbeđuje osnova za realizaciju zadataka. Taktičke odluke obezbeđuju realizaciju strateških odluka, pri čemu je osnovni kriterijum njihovog vrednovanja efikasnost (uspešnost) sistema; najčešće ih donosi tzv. „srednje“ rukovodstvo i odnose se u najvećem broju slučajeva na osnovne administrativne centre odgovornosti. Strateške odluke – najznačajnije i sa dugoročnim posledicama, donosi najviše poslovno rukovodstvo, uglavnom se odnose na planiranje razvoja, a osnovni kriterijum njihovog vrednovanja je efektivnost (delotvornost) [43].

Karakteristike odluka na različitim nivoima prikazane su u tabeli 5.

Tabela 5. Karakteristike odluka [48]

Vrsta odluke	Vremenski okvir	Tip	Strukturiranost	Nivo automatizacije
Strateške	Dugoročne (meseci i godine)	Nove	Slaba	Nizak
Taktičke	Srednjeročne (dani i meseci)	Adaptivne	Delimična	Prosečan
Operativne	Kratkoročne (minuti, sati, dani)	Svakodnevne	Dobro definisana	Visok

Daljna podela odluka može biti prema prirodi podataka, dovoljnosti raspoloživih informacija, uslovima u kojima se odluka donosi, broju osoba koje učestvuju u procesu donošenja odluke itd. [49-52].

U poslednjih desetak godina prošlog veka naglo se razvija tzv. višekriterijumsko odlučivanje, kao daljni korak u sve većoj primeni kvantitativnih metoda u rešavanju realnih problema. Pored toga, nagli razvoj informacionih sistema i računarske tehnike, uvodi ih na velika vrata u procese odlučivanja. Specifičnim pristupom primene informacionih sistema u procesima odlučivanja, nametnuli su se tzv. sistemi za podršku odlučivanju (SzPO).

3.5. Problem višekriterijumskog odlučivanja

Višekriterijumsko odlučivanje (VKO) se odnosi na situacije odlučivanja kada postoji veći broj, najčešće, konfliktnih kriterijuma. Upravo ta činjenica predstavlja značajan korak ka realnosti problema, koji se ovim metodama mogu rešavati. Istorijski posmatrano, realni problemi sa više kriterijuma rešavani su praktično od slučaja do slučaja, da bi se potom razvijene metode uopštavale, formalizovale i tek tada plasirale kao metode za rešavanje pojedinih kategorija problema [43].

U kontekstu VKO, problem odlučivanja se svodi na to, da se donosilac odluke mora opredeliti za jednu od alternativa, koje su poznate ili ih tek treba generisati, uzimajući u obzir sve relevantne faktore, odnosno kriterijume. Dakle, treba naći rešenje koje je najbolje po svim razmatranim kriterijumima istovremeno, a činjenica je da su neki od njih u skoro svim problemima odlučivanja međusobno, delimično ili potpuno, konfliktni. Pored toga, razmatrani kriterijumi mogu po svojoj prirodi biti veoma raznorodni i izraženi u različitim mernim jedinicama, od novčanih jedinica, preko jedinica fizičkih veličina, do verovatnoća ili subjektivnih procena datih po nekoj skali koja se formira za konkretni problem. Sve ovo ukazuje da konačno jedinstveno rešenje ne može da se odredi bez učešća donosioca/donosilaca odluke [53].

Izbor donosilaca odluke neće biti optimalno rešenje u tradicionalnom smislu, već će biti reči o zadovoljavajućem rešenju od kojeg u datoj situaciji ne postoji bolje. Drugim rečima, potpuno postizanje jednog cilja/kriterijuma može negativno da utiče na preostale ciljeve. Zbog toga, donosilac odluke u ovakvim situacijama ne nastoji da maksimizira zadate ciljeve, već da ih dostigne u što većoj meri. Budući da se, u ovom slučaju, bira „optimalno“ rešenje prema više kriterijuma, to se često u literaturi može sresti i izraz višekriterijumska optimizacija. To nije pogrešno, ako se uzme u obzir definicija optimizacije - postupak nalaženja najboljeg rešenja nekog problema u određenom smislu i pri određenim uslovima [54]. Nije teško naslutiti da ovakav zahtev nije jednostavno rešiti, budući da on u osnovi ima permanentnu konfliktnost između kriterijuma.

Zadatke VKO, u slučajevima kada se razmatraju važne odluke, karakteriše relativno veliki broj kriterijuma, ne dva ili tri, nego deset ili više. Što je broj kriterijuma veći, zadaci analize su složeniji i teži. U odlučivanju učestvuje veći broj pojedinaca ili grupa i svi oni favorizuju svoje sisteme vrednosti, odnosno kriterijume koji najbolje odlikavaju interese grupe kojoj pripadaju. Radi efikasnijeg analiziranja odluke i pronalaženja pogodnog rešenja, kriterijumi se grupišu na sledeći način [53]:

- ekonomske,
- tehničke,
- tehnološke,
- socijalne i
- ekološke.

Lepeza problema VKO je izuzetno široka, ali i pored toga, svi problemi koji se razmatraju imaju neke zajedničke karakteristike, kao što su [43, 55]:

- Postojanje više kriterijuma, odnosno atributa, koje kreira donosilac odluke.
- Kriterijumi su obično konfliktni.
- Vrednovanje mogućih odluka je podložno subjektivnom osećaju donosioca odluke.
- Donosilac odluke često ne može lako uporediti dve moguće odluke, odnosno, odlučiti koje rešenje zapravo preferira.
- Skup mogućih odluka kao i važnosti kriterijuma su retko fiksirani, te se mogu menjati u realnom vremenu.
- Neuporedive (nesamerljive) jedinice mere, jer, po pravilu, kriterijumi, odnosno atributi imaju različite jedinice mere.

Prema nameri donosioca odluke, odnosno prema problemu koji treba da reši, višekriterijumski zadaci se klasifikuju u dve osnovne grupe:

1. Zadaci višekriterijumskog ili višeatributivnog rangiranja (VAO) i selekcije kojima se rešavaju problemi određivanja potpunog ili delimičnog redosleda (rang liste), kao i izbora određenog broja rešenja kod kojih je skup dopustivih rešenja diskretan, unapred određen i konačan (prebrojiv). Rešenje ove vrste problema je izbor najbolje akcije iz skupa prethodno definisanih konačnih akcija. U teoriji odlučivanja označava se kao *Višeatributivno odlučivanje*, a u poslednje vreme sve češće se koristi izraz *Višekriterijumska analiza*.
2. Zadaci višekriterijumske optimizacije, kojima se rešavaju problemi određivanja podskupa rešenja, koja zadovoljavaju određene uslove i/ili izbora jednog rešenja iz tog podskupa. U ovom slučaju dopustiva rešenja ne moraju biti unapred poznata, samim tim ni njihov broj, i određena su funkcijama ograničenja. Pri tome, ograničenja su posledica prirode sistema, ograničenosti resursa, tehničkih i tehnoloških karakteristika mašine, bioloških granica i sl. Takvi problemi mogu se zvati i neprekidnim, jer se rešenja moraju generisati pre nego što ih je moguće vrednovati. Rešenje ove vrste problema je projektovanje najbolje akcije (alternative); u teoriji odlučivanja označava se kao višeciljno odlučivanje (VCO).

Osnovne razlike između dve navedene grupe najlakše se mogu sagledati iz tabele 6 [56].

Tabela 6. Karakteristike modela višekriterijumskog odlučivanja

	VCO	VAO
Definisanoost problema	Ciljevima, kriterijumima	Kriterijumima (atributima)
Cilj	Eksplícitan	Implicitan
Kriterijum	Implicitan	Eksplícitan
Ograničenja	Aktivna	Neaktivna
Alternative (rešenja)	Beskonačan broj, kontinualne	Konačan broj, diskretne
Kontrola donosioca odluke	Velika	Ograničena
Primena (rešavanje modela)	Projektovanje (nalaženje rešenja i izbor)	Izbor, ocena (rešenja su poznata)

U okviru ove disertacije biće razmatrane isključivo metode za rešavanje zadataka prve grupe, tj. višeatributivnog odlučivanja, imajući u vidu cilj disertacije. Pritom, treba napomenuti, da je većina bitnih svojstava problema i osnovnih pristupa rešavanju u suštini ista za obe grupe problema [53].

3.5.1. Matematički modeli višekriterijumskog odlučivanja

Budući da se odlučivanje kao naučna metoda zasniva na rastavljanju pojedinih odluka na delove (tj. na odluke niže kategorije) i na donošenju odluke na temelju obrazloženih činjenica, vrlo značajnu ulogu u ključnim fazama procesa odlučivanja imaju matematički modeli i metode optimizacije.

Matematički model realnog sistema obuhvata skup matematičkih relacija (analitičke formule, (ne)jednačine, logički operatori i sl.) koje opisuju funkcionisanje određenog sistema, odnosno karakteristike stanja sistema u zavisnosti od parametara tog sistema, početnih uslova i vremena.

Matematički modeli i metode imaju ulogu da pomognu donosiocu odluke u analizi i izboru rešenja na osnovu više kriterijuma, koji se istovremeno razmatraju. Pri tom, kao i u slučaju jednokriterijumske optimizacije, donosilac odluke implicitno zadržava slobodu da prihvati, promeni ili odbaci rešenje dobijeno na osnovu matematičkog modela optimizacije.

Metode koje, od samog početka formiranja matematičkog modela za određeni realni problem, vode računa o više ciljeva istovremeno, razvijaju se u oblasti VKO. Ima više razloga koji utiču na to da su problemi VKO po prirodi suštinski drugačiji u odnosu na probleme jednokriterijumske optimizacije. Osnovni je baš u tome što se svi faktori koji utiču na odluku, odnosno svi ishodi koje bi imalo eventualno rešenje, posmatraju kao kriterijumi čije vrednosti treba da budu optimalne.

Opšta matematička formulacija, dobro strukturiranog modela sa više ciljeva (kriterijuma), najčešće se izražava matematičkim modelom u sledećem obliku [43]:

$$\max [f_1(x), f_2(x), \dots, f_p(x)], p \geq 2,$$

pri ograničenjima:

$$g_i(x) \leq 0, i=1, \dots, m.$$

$$x_j \geq 0, j=1, \dots, n.$$

gde je:

n – broj promenljivih;

p – broj funkcija kriterijuma;

m – broj ograničenja;

X – n -dimenzionalni vektor promenljivih $x_j, j=1, \dots, n$;

f_k – funkcije cilja kriterijuma, $k=1, \dots, p$;

$g_i(x)$ – skup ograničenja, $i=1, \dots, m$.

Ovom prilikom treba naglasiti da se vrši maksimizacija vektora funkcije cilja pri zadatim ograničenjima, jer se kriterijumi minimizacije prevode u kriterijume maksimizacije na sledeći način:

$$\max f_r(x) = -\min[-f_r(x)], r = (1, p)$$

Rešavanjem gore navedenog modela dobija se skup dopustivih rešenja, vektor X , koji pripada skupu prirodnih brojeva $X \in \mathbb{R}^n$, za koji važi:

$$X = \{x \mid g_i(x) \leq 0, i=1, \dots, m, x_j \geq 0, j=1, \dots, n\}$$

Ovako dobijenom skupu rešenja X , odgovara skup vrednosti funkcije kriterijuma, odnosno vektor $f(x)$, tako da se skup dopustivih rešenja X može preslikati u kriterijumski skup S :

$$f(x) = [f_1(x), f_2(x), \dots, f_p(x)]$$

$$S = \{f(x) \mid x \in X\}.$$

Ukoliko su funkcije cilja i skup ograničenja zadate linearnim funkcijama, govori se o problemu višekriterijumskog linearnog programiranja.

Već je rečeno da osnovu svakog višekriterijumskog problema čini postojanje više kriterijuma za odlučivanje i više alternativa za izbor najprihvatljivije akcije. Na osnovu vrste alternativa i kriterijuma (kao što je već navedeno), izvršena je i podela modela u sledeće grupe:

- Modeli VAO, kod kojih postoji konačan broj unapred definisanih alternativa za izbor, pri čemu ne postoje eksplicitno definisana ograničenja, već su ona uključena u atribute;
- Modeli VCO, sa eksplicitno definisanim analitičkim oblikom svakog kriterijuma pojedinačno. Ograničenja su, takođe, eksplicitno definisana u vidu analitičke forme.

Budući da su za potrebe disertacije korišćeni isključivo modeli višeatributivnog odlučivanja, u nastavku će detaljnije biti razmatrani samo matematički modeli i metode VAO.

3.5.2. Matematički model višeatributivnog odlučivanja

Osnovna karakteristika VAO kao jedne od oblasti VKO je potreba izbora najprihvatljivije alternative a^* , iz konačnog skupa poznatih alternativa izabranih na osnovu definisanih kriterijuma. U domaćoj literaturi se često umesto termina višeatributivno odlučivanje, koristi izraz *višekriterijumska analiza*. Opšti matematički model višekriterijumske analize može se napisati u sledećem obliku:

$$\max [f_1(x), f_2(x), \dots, f_n(x)], n \geq 2,$$

$$X \quad A = [a_1, a_2, \dots, a_m]$$

gde je:

n – broj kriterijuma;

m – broj alternativa (akcija za izbor);

A – poznati konačni skup alternativa.

Kao mera dostizanja svakog kriterijuma za svaku od definisanih alternativa, javlja se atribut. Na taj način, svaki atribut zavisi od kriterijuma i od alternative, odnosno dvodimenzionalnog je karaktera u oznaci x_{ij} :

$$x_{ij} = f_j(a_i), i=1, \dots, m; j=1, \dots, n.$$

Iz relacije je jasno da svaka vrednost atributa zavisi od j -tog kriterijuma i od i -te alternative. Uobičajeni način prikazivanja modela VAO je preko *matrice odlučivanja*, koja se u ovoj terminologiji, a zavisno od konteksta, naziva još i *matricom prerformansi* ili *tabelom odlučivanja*, čija je opšta forma prikazana u tabeli 7.

Matrica odlučivanja se sastoji od skupa kolona i redova u kojima su prikazane performanse konačnog skupa alternativa, u odnosu na razmatrani skup kriterijuma (tabela 7). Matrice odlučivanja se koriste u cilju podrške donosiocu odluke, jer obezbeđuju jasnu vizualizaciju i formulaciju problema odlučivanja. Konstruišu se prikupljanjem relevantnih informacija o alternativama u odnosu na svaki razmatrani kriterijum.

Tabela 7. Matrica (tabela) odlučivanja u opštem obliku

Alternative (akcije)	Kriterijumi			
	C_1	C_2	...	C_n
A_1	x_{11}	x_{12}	...	x_{1n}
A_2	x_{21}	x_{22}	...	x_{2n}
...
A_m	x_{m1}	x_{m2}	...	x_{mn}

3.5.3. Višekriterijumska analiza

Poslednjih decenija došlo je do snažnog razvoja i neobične popularnosti metoda višekriterijumske analize (VKA). VKA je postala jedna od najpoznatijih i najpopularnijih oblasti u teoriji odlučivanja. Može se definisati kao strukturirani okvir za analizu i rešavanje problema odlučivanja koji se karakterišu višestrukim ciljevima [57]. Razlozi za ovo su, kako teorijske tako i praktične prirode:

- U teorijskom smislu VKA je atraktivna jer se bavi nedovoljno strukturiranim problemima;
- U praktičnom smislu nudi veliku pomoć u rešavanju svakodnevnih zadataka izbora, donošenja odluka, upravljačkih akcija; alat su u projektovanju i metodološkoj podršci pri korišćenju najraznovrsnijih sistema.

Bez obzira da li je u pitanju strategijska ili operativna odluka/upravljačka akcija, da li je u pitanju problem sa dominantno tehničkim ili pretežno ekonomskim sadržajem, ili se radi o multidisciplinarnom problemu, da li je reč o problemu koji se tiče dela sistema ili sistema u celini, metode VKA pružaju veliku pomoć u izboru pravih rešenja u zadacima odlučivanja, upravljanja u projektovanju, kao i eksploataciji.

Uopšteno posmatrajući, metode VKA u koncepcijskom smislu nisu naročito složene, što je na neki način, svojevrsan apsurd, jer su formalno posmatrajući jednostavnije za razumevanje od klasične jednokriterijumske optimizacije. Ono što karakteriše ove metode jeste da su nastale i da se razvijaju u vremenu širenja informacionih tehnologija i da su zasnovane na primeni računara. Tri naučno-istraživačka centra u kojima su postignuti značajniji rezultati u razvoju i praktičnoj primeni metoda VKA su: Univerzitet u Parizu – Paris Dauphine, Univerzitet u Briselu – Vrije University i Univerzitet u SAD – Mitchigen University.

Metode VKA su u osnovi skup matematičkih metoda i alata u cilju podrške donosiocu odluke pri rešavanju realnih problema u raznim oblastima, naročito u situacijama kada postoji

veći broj, najčešće, konfliktnih kriterijuma odnosno ciljeva. U svakodnevnim realnim problemima odlučivanja, gotovo da ne postoji "idealna" alternativa koja bi bila optimalna u odnosu na svaki kriterijum odnosno cilj. Tako, alternativa koja je korisnija obično je i skuplja. Budući da uvek postoji konflikt ciljeva, glavna svrha VKO je da odredi "dobar" kompromis, odnosno alternativu koja u najvećoj meri zadovoljava sve postavljene ciljeve.

Svaki problem VKA neminovno uključuje veći broj kriterijuma, odnosno ciljeva. Kriterijumi predstavljaju različite dimenzije (aspekte) sa kojih se vrši evaluacija alternativa, pri čemu relativna značajnost ili važnost kriterijuma može biti različita. Značajnost kriterijuma se obično određuje dodeljivanjem težinskih koeficijenata kriterijumima, pri čemu je zbir težinskih koeficijenata jednak 1. U slučaju da postoji veliki broj kriterijuma, kriterijumi mogu biti hijerarhijski raspoređeni. U tom slučaju kriterijum je povezan sa nekoliko podkriterijuma, a dalje podkriterijum je povezan sa nekoliko podpodkriterijuma na nižem nivou i tako redom [49].

Kako različiti kriterijumi reprezentuju različite dimenzije za ocenu i evaluaciju alternativa, oni mogu biti u međusobnom konfliktu. Tako najčešće, kriterijum cena biva u konfliktu sa kriterijumom kvalitet.

Problemi VKA su složeni za rešavanje, između ostalog, i iz razloga što su atributi (performanse) alternativa u odnosu na kriterijume izraženi različitim jedinicama mere (kg/m^3 , MPa, €, itd.). Problem rešavanja se još više komplikuje u slučaju kada su performanse alternativa izražene kvantitativno i kvalitativno što dovodi do neuporedivosti alternativa. U takvim situacijama neophodna je primena odgovarajućih skala za transformaciju lingvističkih izraza u brojne vrednosti.

Prilikom rešavanja problema odlučivanja najveća poteškoća leži u činjenici da se radi o slabo definisanim matematičkim problemima imajući u vidu da ne postoji objektivno ili optimalno rešenje prema svim kriterijumima. Dakle, neophodno je izvršiti određen kompromis i odrediti prihvatljivo rešenje za konkretan problem odlučivanja.

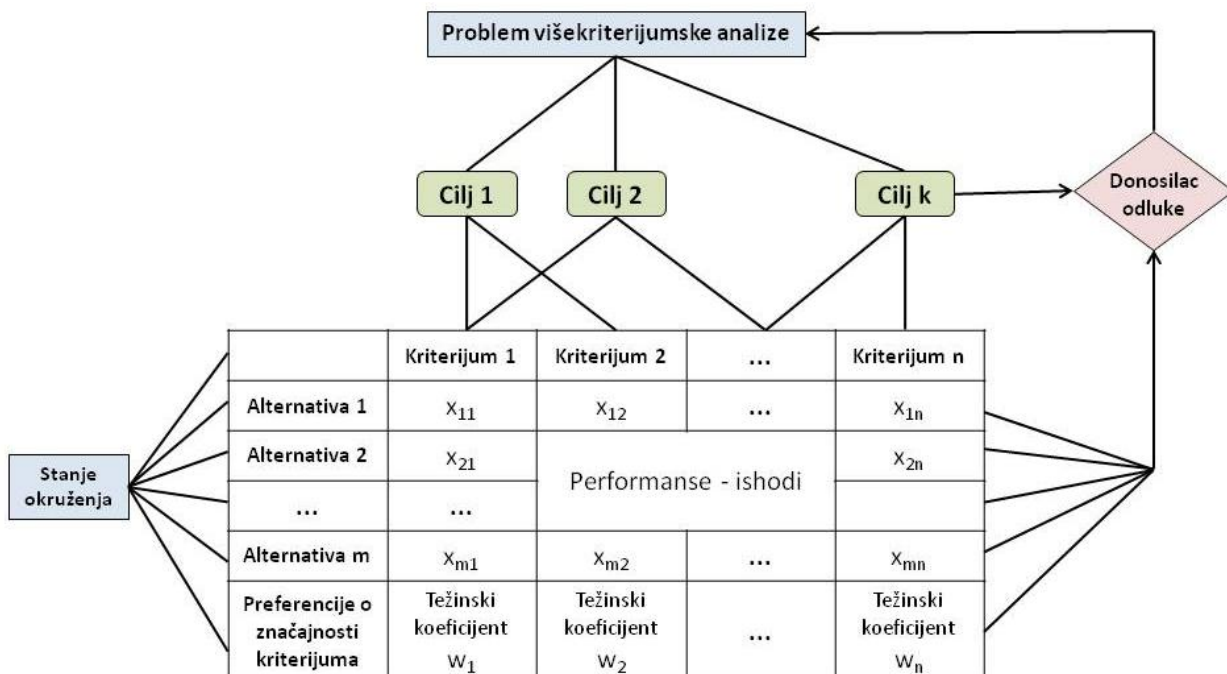
3.5.3.1. Definisanje problema i struktura modela višekriterijumske analize

Višekriterijumska analiza se bavi problemima izbora jedne alternative iz konačnog skupa unapred poznatih alternativa. U višekriterijumskoj analizi problem odlučivanja se definiše koristeći sedam osnovnih elemenata (pojmova), a to su [58]:

- Vrednost – nešto zbog čega je donosilac odluke duboko zabrinut.
- Namera – formulacija vrednosti u datom kontekstu problema.

- Cilj – namera u smislu željenih karakteristika rešenja problema.
- Donosilac odluke – pojedinac, manja grupa ljudi ili cela organizacija koja je odgovorna za donošenje odluka.
- Alternative – moguća/izvodljiva rešenja problema odlučivanja.
- Kriterijumi – predstavljaju osnovu za ocenu alternativa, pri čemu je njihov značaj određen odgovarajućim težinskim koeficijentima.
- Atribut/performansa – karakteristika alternative po posmatranom kriterijumu, nivo dostizanja kriterijuma.

Sve odluke se donose u kontekstu neke situacije, što znači da na proces donošenja odluke deluje stanje okruženja i faktori koji su izvan kontrole donosioca odluke. Na primer, stanje okruženja može biti cena, vremenske prilike, ekonomija zemlje i druge slične situacije u kojima donosilac odluke ima malu ili nikakvu kontrolu. Stanje okruženja čine faktori koji menjaju vrednosti performansi alternativa, tj. utiču na sam proces evaluacije alternativa. Kako stanje okruženja odražava stepen neizvesnosti u ocenama performansi alternativa, za svaku alternativu postoji niz mogućih vrednosti performansi (ishoda). Relacije između najbitnijih elemenata u VKA su prikazani na slici 24 [49].



Slika 24. Osnovni elementi višekriterijumske analize

3.5.3.2. *Alternative i kriterijumi u modelu višekriterijumske analize*

U VKA alternative predstavljaju različite mogućnosti koje donosiocu odluke stoje na raspolaganju. Alternative u modelu VKA formiraju skup sa konačnim brojem elemenata koji treba ispitati, oceniti, rangirati i konačno izvršiti izbor. Određivanje skupa alternativa po pravilu je početni korak u VKA [59]. Suštinski posmatrano, alternativa predstavlja mogući način delovanja donosioca odluke, pa prema tome, u zavisnosti od posmatranog problema, sinonimi alternativni mogu biti akcija, materijal, strategija, opcija, politika, kandidatura i slično [49].

U modelu VKA alternative se evaluiraju i upoređuju sagledavajući njihove performanse prema relevantnim kriterijumima u konkretnom problemu odlučivanja. Za razliku od alternativa koje su unapred definisane, kriterijume samostalno biraju i formulišu donosioci odluka. To znači da je njihov izbor subjektivan, jer skup kriterijuma odražava individualni stav donosioca odluke, odnosno, otkriva specifične ciljeve koje on želi da postigne donetom odlukom [60]. Zbog toga su za svakog donosioca odluke skupovi razmatranih kriterijuma različiti bilo po sadržaju bilo po relativnoj značajnosti koja im se dodeljuje.

Izbor skupa kriterijuma za ocenu alternativa je veoma značajan u VKA. Postoji nekoliko načina da se sagledaju perspektive (gledišta) zainteresovanih strana u procesu odlučivanja. Jedan od najefikasnijih načina je direktan razgovor sa svim zainteresovanim stranama, gde se kroz intervjue ili ankete sagledavaju njihove potrebe, zahtevi, brige i interesi. Analiza prikupljenih informacija pomaže da se gledišta zainteresovanih strana na adekvatan način pretoče u kriterijume za evaluaciju alternativa [49].

Pored izbora kriterijuma, posebna pažnja se mora posvetiti formulisanju kriterijuma. Nekada se dešava da će kriterijum i cilj biti identični, kao na primer, “profit” i “maksimizacija profita” ili “cena” i “minimizacija cene”, dok će u drugom slučaju biti različiti. Veoma je važno uočiti da umesto karakteristike koja se prirodno nameće, treba izabrati onaj pokazatelj koji će odraziti suštinu postavljenog cilja. Radi efikasnije analize problema odlučivanja i pronalaženja optimalnog rešenja, kriterijumi se obično grupišu [61].

Postizanje željenih ciljeva je osnovna svrha svakog procesa odlučivanja. U praksi je čest slučaj da su postavljeni ciljevi međusobno konfliktni, pa se kontradiktornost ciljeva prenosi i na kriterijume. Upravo kontradiktornost kriterijuma opravdava korišćenje metoda višekriterijumske analize, jer se klasičnim metodama, uključujući i intuitivno odlučivanje, ne može utvrditi optimalno rešenje problema [49]. Uključivanje većeg broja kriterijuma u problem VKA čini

rešavanje takvih problema još težim. U opštem slučaju, za donošenje kvalitetnih odluka, optimalan broj kriterijuma je od 6 do 20 [59].

U zavisnosti od željene vrednosti funkcije kriterijuma, koja je u skladu sa preferencijama donosioca odluke, razlikuju se tri tipa kriterijuma. Prvi tip su kriterijumi gde je interes donosioca odluke da postigne *maksimalnu vrednost funkcije kriterijuma* – **maksimizacioni, prihodni ili benefitni**, kakvi su maksimizacija dobiti, kvaliteta, čvrstoće i sl. Drugi tip su kriterijumi gde je interes donosioca odluke da postigne minimalnu vrednost funkcije kriterijuma – **minimizacioni, rashodni ili nebenefitni kriterijumi**, kakvi su minimizacija troškova, cene, mase, utroška materijala itd. Treći tip su kriterijumi gde je interes donosioca odluke da postigne *ciljanu vrednost funkcije kriterijuma* – **ciljani ili targetirani kriterijumi**, kakvi su postizanje performansi biomaterijala koje odgovaraju vrednostima prirodnih živih tkiva [62].

3.5.3.3. Atributi i njihova klasifikacija

U literaturi se mogu uočiti izvesna odstupanja pri definisanju pojma kriterijum u odnosu na pojam atribut. Međutim, ono oko čega se svi autori slažu jeste da atribut predstavlja svojstvo, kvalitet, karakteristiku ili performansu alternative po posmatranom kriterijumu. Upravo zato što reprezentuju nivo dostizanja kriterijuma, pojmovi atribut i kriterijum se često koriste kao sinonimi [63]. Na nivou alternative, oni se mogu poistovetiti. Međutim, na nivou čitavog problema VKA, gde postoji m alternativa i n kriterijuma, pojam atribut se koristi u smislu performanse alternative u odnosu na svaki kriterijum, te je svaki kriterijum definisan sa m različitih atributa koji predstavljaju stepen uspešnosti alternativa za posmatrani kriterijum [62]. Dakle, ako se posmatra matična forma kojom je definisan problem VKA, atribut je koeficijent x_{ij} . U tom kontekstu, sinonimi za atribut su performansa, parametar, komponenta, faktor i slično.

Atributi predstavljaju čitav niz performansi po kojima se alternative međusobno razlikuju. Predstavljaju meru dostizanja svakog od kriterijuma na osnovu kojih se vrši evaluacija alternativa [49]. Atributi se međusobno razlikuju po mnogo čemu. Prema stepenu merljivosti atributi se dele na *kvantitativne* i *kvalitativne*. *Kvantitativni* atributi su karakteristike alternativa koje se mogu meriti precizno i izraziti određenim mernim jedinicama na tzv. kardinalnim skalama (intervalnoj skali ili skali odnosa - relacionoj skali). *Kvantitativni* atributi su cena, gustina, čvrstoća, žilavost, modul elastičnosti i sl. *Kvalitativni* atributi su takve karakteristike alternativa, čija priroda ne dozvoljava da se direktno kvantifikuju (izmere), već se opisno iskazuju. U ovu grupu atributa spadaju pouzdanost, obradivost, biokompatibilnost, kvalitet,

ergonomičnost i sl. U tabeli ispod, navedeni su neki od kvantitativnih i kvalitativnih atributa materijala.

Tabela 8. Primeri kvalitativnih i kvantitativnih svojstava materijala [64]

Kvantitativna svojstva	Kvalitativna svojstva
Modul elastičnosti	Otpornost prema oksidaciji
Napon tečenja	Tendencija starenja
Zatezna čvrstoća	Otpornost na koroziju
Čvrstoća na puzanje	Osetljivost na radijaciju
Dinamička čvrstoća	Toksičnost
Žilavost loma	Dimenzionalna stabilnost
Tačka topljenja	Obradivost
Gustina	Prokaljivost i zavarljivost
Cena	Mogućnost tretmana površine

Prema stepenu pouzdanosti kojom se utvrđuje vrednost atributa razlikuju se *deterministički* i *probabilistički* atributi [62]. Kod determinističkih atributa, utvrđena vrednost atributa je pouzdana i ne menja se u nekom vremenskom okviru (npr. cena materijala). Sa druge strane kod probabilističkih atributa, njihova vrednost se ne može precizno utvrditi usled promenljivog karaktera (npr. radni vek konstrukcije).

3.5.3.4. Skale merenja atributa (*performansi alternativa*)

Postojanje kvantitativnih i kvalitativnih atributa, raznovrsnost kriterijuma u modelu VKA i činjenice da su merne jedinice vrednosti atributa različite (kg/m^3 , €, MPa) ima za posledicu nemogućnost upoređivanja atributa. Zbog toga su, u cilju lakšeg upoređenja atributa, razvijene različite skale njihovog merenja; neke od njih su:

- *Ordinalna* (redna) skala – služi za označavanje redosleda ili poretka;
- *Nominalna* (dodeljena) skala – služi za identifikaciju ili grupisanje atributa prema srodnosti u odgovarajuće kategorije (imena ili brojevi). Brojna vrednost koju skala dodeljuje atributu ne predstavlja intenzitet pojave, niti je moguće vršiti komparaciju sa ostalim atributima na osnovu nje;
- *Intervalna* skala - ima merne jedinice koje predstavljaju identične intervale tako da omogućuju interpretaciju ne samo redosleda intenziteta pojava, nego i intervala razlike intenziteta pojava;
- *Skala odnosa* (relaciona skala) - Skala odnosa ima sve karakteristike intervalne skale, sa jedinom razlikom da postoji apsolutna nula koja označava odsustvo pojave. To omogućava izračunavanje relativne promene ili razlike;

Intervalne i skale odnosa spadaju u kardinalne skale i obezbeđuju više informacija o preferencijama donosioca odluke, te samim tim imaju i veću moć merenja atributa u odnosu na ordinalne skale. Kardinalne skale se koriste za merenje kvantitativnih atributa, dok se za merenje kvalitativnih atributa koristi ordinalna ili nominalna skala.

3.5.3.5. Kvantifikacija kvalitativnih atributa

Pored pomenutih skala merenja atributa, poseban značaj za rešavanje problema VKA imaju skale za prevođenje kvalitativnih atributa u kvantitativne i poređenje parova alternativa. Mnogi realni problemi VKA se opisuju modelima u kojima figurišu kako kvantitativni tako i kvalitativni atributi. Prema tome, sami atributi odnosno performanse alternativa, mogu biti izraženi realnim brojevima, fazi brojevima ili lingvističkim izrazima. Kvantifikacija kvalitativnih atributa podrazumeva dodeljivanje brojnih vrednosti sa ciljem da se izvrši diferenciranje atributa i utvrdi njihov delimičan ili potpun poredak [63]. Za kvantifikaciju kvalitativnih atributa koriste se sledeće skale:

- Linearna skala – jednostavno dodeljivanje brojne vrednosti atributa u skladu sa prethodno definisanom skalom brojnih i opisnih vrednosti. Na primer: 0 – ekstremno niska; 0,2 – vrlo niska; 0,4 – ispod proseka; 0,6 – iznad proseka; 0,8 – vrlo visoka; 1 – ekstremno visoka.
- Likertova skala – intervalna skala sa više podeoka pri čemu svaki podeok odgovara određenom intenzitetu pojave. Kvantifikacija atributa koji imaju kvalitativna obeležja primenom Likertove skale transformacije, vrši se jednostavnim utvrđivanjem brojne vrednosti atributa, u skladu sa prethodno definisanom skalom brojnih i opisnih vrednosti.
- Fazi skala – u prvom koraku vrši konverziju lingvističkih izraza u fazi brojeve, a potom, u drugom, vrši konverziju fazi brojeva u realne brojeve.

U disertaciji je korišćena samo fazi skala i ona je detaljnije objašnjena u nastavku teksta.

3.5.3.6. Fazi skale

U skorije vreme u domaćoj i stranoj literaturi se sve češće nailazi na primenu fazi skala za kvantifikaciju kvalitativnih atributa. Detaljniji opis metode sa primenama može se naći u knjizi koju je napisao Rao [65]. Predloženo je ukupno 8 fazi skala, ali se najčešće koriste fazi skale od 5 i 11 podeoka. Sagledavajući moguće načine kvantifikacije kvalitativnih atributa, prednost svakako treba dati fazi skalama, imajući u vidu da one poseduju najveću moć aproksimacije

lingvističkih izraza. Shodno tome, u okviru ove doktorske disertacije, za ocenu kvalitativnih atributa materijala korišćena je fazi skala sa 11 podataka, koja je prikazana u tabeli 9.

Tabela 9. Fazi skala od 11 podeoka

Lingvistički izraz	Brojna vrednost
Ekstremno nizak	0,045
Izuzetno nizak	0,135
Vrlo nizak	0,255
Nizak	0,335
Ispod proseka	0,410
Prosečan	0,500
Iznad proseka	0,590
Visok	0,665
Vrlo visok	0,745
Izuzetno visok	0,865
Ekstremno visok	0,955

3.5.3.7. Skale za poredenje po parovima

Pored skala za kvantifikaciju kvalitativnih atributa, veliki značaj u VKA imaju i skale za poredenje parova alternativa odnosno kriterijuma. Pri rešavanju realnih problema VKA donosilac odluke je često u situaciji da mora da izrazi svoje mišljenje, odnosno preferencije u pogledu važnosti alternativa ili kriterijuma, pri čemu se ove preferencije najčešće iskazuju lingvistički [49]. Na primer, “kriterijum A je malo važniji od kriterijuma B” ili “kriterijum A i B su iste važnosti” i sl. U cilju kvantifikacije ovih lingvističkih izraza, koji odslikavaju preferencije donosioca odluke u vezi sa relativnom značajnošću, koriste se skale. Najčešće se koristi linearna Saaty-jeva skala koja je definisana na intervalu $[9, 1/9]$, a koja je ujedno i sastavni deo AHP (engl. *Analytic Hierarchy Process*) metode [66].

Skala na intervalu $[9, 1/9]$ je podeljena na 9 nivoa preferencije, jer su eksperimenti iz psihologije pokazali da čovek nije u stanju da istovremeno upoređuje više od 7 ± 2 objekata (elemenata, pojava) [67]. Pri tome, nivo označen brojem 1 (donja granica) predstavlja jednak značaj alternativa, dok nivo označen brojem 9 (gornja granica) predstavlja apsolutnu preferenciju jedne alternative. Skala je tako koncipirana da postoji 5 osnovnih nivoa preferencija koji su obeleženi brojevima: 1 – jednaka preferencija; 3 – slaba preferencija; 5 – jaka preferencija, 7 – izuzetno jaka preferencija 9 – ekstremna (apsolutna) preferencija. U slučajevima kada je potreban kompromis, postoje i četiri međunivoa koji su obeleženi brojevima 2, 4, 6 i 8.

4. METODE VIŠEKRI TERIJUMSKE ANALIZE ZA IZBOR MATERIJALA

Brz napredak u tehnologiji je usko povezan sa mogućnošću inženjera materijala da ispunjavaju sve ambicioznije zahteve za novim proizvodima [68]. Izbor najpogodnijeg materijala za izradu neke komponente nije nimalo jednostavan proces, jer zahteva rad sa velikom količinom informacija o svojstvima materijala, a vrlo često postoji nekoliko mogućih rešenja za konkretnu primenu [69].

Nakon značajnog smanjenja broja mogućih materijala pomoću neke od metoda inicijalne selekcije materijala (opisane u prethodnom poglavlju), potrebno je dalje suziti polje mogućih materijala na nekoliko potencijalnih kandidata. Metode VKA su se pokazale kao veoma korisne za rangiranje alternativa, naročito u slučajevima, kada treba istovremeno razmotriti više kompleksnih kriterijuma [19].

4.1. Opravdanost korišćenja metoda višekriterijumske analize za izbor materijala

Svi proizvodi na tržištu međusobno su konkurentni po osnovu performansi, izgleda, cene, pouzdanosti, bezbednosti, načina rukovanja i održavanja i sl. Svi pomenuti atributi proizvoda zavise, prevashodno, od njegovog dizajna, ali i od upotrebljenih materijala. Dakle, posmatrano iz perspektive inženjerskog dizajna i proizvodnje, postoji potreba za optimalnim izborom materijala iz razloga smanjenja troškova, poboljšanja pouzdanosti proizvoda, povećanja obima proizvodnje, kao i zamene zastarelih, teško dostupnih ili zabranjenih materijala.

Izbor najprikladnijeg materijala, ili kombinacije materijala, predstavlja složen intelektualni proces koji traje i zahteva dosta iskustva. Izbor neodgovarajućeg materijala može dovesti do oštećenja ili kvara elementa, odnosno celog proizvoda, što značajno umanjuje njegove performanse. Prema tome, značajna tehnička i komercijalna dobit može se ostvariti upotrebom odgovarajućih materijala, nadoknađujući pritom, vreme i sredstva koja su bila neophodna za njihovu identifikaciju. Trenutno postoji veliki broj materijala sa tendencijom stalnog rasta novo-razvijenih, što zahteva istovremeno razmatranje mnogih konfliktnih kriterijuma prilikom izbora materijala.

S druge strane, najveći broj problema odlučivanja iz stvarnog života ima nekoliko suprotstavljenih kriterijuma i ciljeva, koje treba razmatrati istovremeno. Na primer, kod kupovine novog automobila, među ponuđenim modelima različitih performansi i cena, treba

izabrati najprikladniji/optimalni. Sličan problem se javlja, kada treba izabrati najprikladniji materijal za izradu nekog elementa ili komponente proizvoda [70]. Tada, među raspoloživim materijalima različitih svojstava i cena, treba proceniti koji je najpogodniji za dotičnu namenu. U takvim situacijama, kada je već formirana uža lista materijala, pa treba oceniti potencijalne kandidate materijala, te na osnovu ocena izvršiti rangiranje i izbor, metode VKA su se pokazale kao najpouzdaniji i najefikasniji alat. Suprotno tradicionalnom pristupu, gde je materijal biran metodom probe i/ili uz pomoć prethodnog iskustva, savremeni pristup u inženjerstvu materijala, za pravilan i optimalan izbor materijala, sve više usvaja kao standard primenu metoda VKA. Ovaj inženjerski alat utemeljen u matematičkim modelima, od neizmerne je pomoći kod donošenja odgovornih i dalekosežnih odluka oko izbora materijala, jer se, na taj način, izbegava upotreba neodgovarajućih materijala uz minimalne troškove.

Da bi se metode VKA mogle primeniti za izbor materijala, neophodno je, u procesu izbora materijala, formirati numeričku strukturu u vidu tabele [19]. Sa druge strane, korišćenje ovih metoda pruža matematičku podlogu za ocenjivanje značajnosti svakog od kandidata materijala i rangiranje prema značajnosti. Na taj način se, donosiocu odluke, pruža okvir za nepristrasno, pouzdano i opravdano odlučivanje. Upotreba metoda VKA je naročito važna za izbor materijala u sledećim slučajevima:

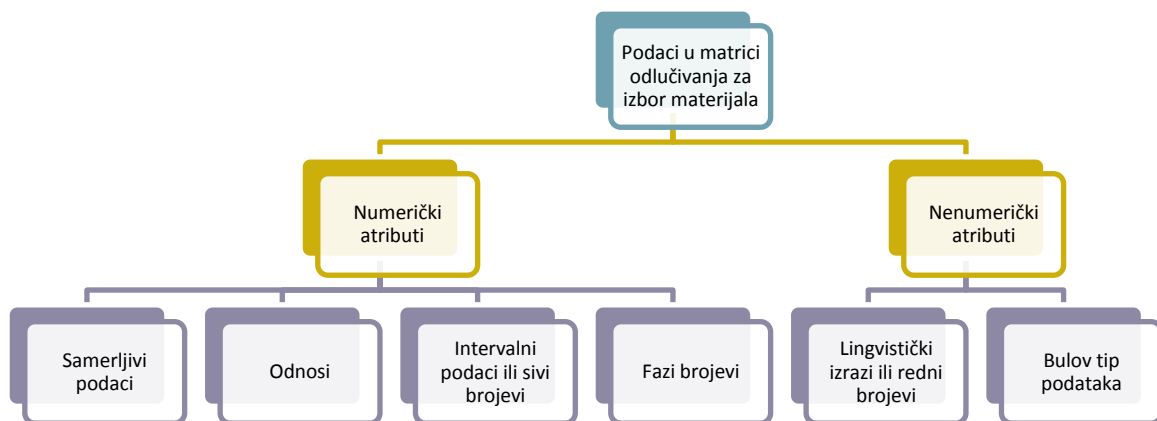
- kod aplikacija koje su složene ili napredne,
- kada su materijali i/ili aplikacije novi,
- kod savremenih tehnologija (letelice, elektronika, biomedicina i nuklearna industrija), gde se diferencijacija proizvoda i konkurentska prednost često postiže, samo zahvaljujući malim dobitcima na performansama materijala.

Za razliku od egzaktnih nauka, gde obično postoji samo jedno ispravno rešenje problema, izbor materijala zahteva razmatranje konfliktnih prednosti i ograničenja razmatranih alternativa, što kao posledicu neophodnih kompromisa, može dati više zadovoljavajućih rešenja [27].

Počev od 2006. godine primećuje se trend stalnog rasta broja studija, koje se bave raznim problemima evaluacije i selekcije materijala pomoću metoda VKA [21]. Realno je očekivati, da će se narednih godina, povećavati interesovanje za ovu oblast inženjerstva materijala, s obzirom na to, da je izbor materijala retko kad jednoznačan (zbog stalne pojave novih materijala) i činjenice da materijali utiču na mnoge aspekte dizajna proizvoda (kao što su oblik, način izrade, performanse proizvoda).

4.2. Struktura podataka pri izboru materijala

Materijali se mogu posmatrati kroz razne aspekte, kao što su: tehnički, ekonomski, estetski, lični i ekološki. Skup od N svojstava materijala obično se dobija eksperimentom ili simulacijom, koji se zatim povezuje sa M zahteva performansi, te tako objedinjeni čine prostor svojstva-performanse od ukupno $M+N$ aspekta. Podaci vezani za svaki aspekt imaju svoje karakteristike i mogu biti predstavljeni na različite načine. Kao posledica toga, različite vrste informacija moraju biti uključene u matricu odlučivanja kod izbora materijala, što je prikazano na slici 25 [17, 71].



Slika 25. Struktura podataka za izbor materijala

4.3. Pregled dosadašnjih istraživanja

Počeci primene VKA za izbor materijala datiraju još iz osamdesetih godina XX veka. Međutim, značajnija potreba za njihovom primenom pojavila se tek posle 2000. godine, kao posledica tehnološkog napretka i razvoja novih klasa materijala. U ovom poglavlju, navedeni su najznačajniji radovi koji obrađuju temu izbora materijala pomoću metoda VKA, počev od 2000. pa sve do početka 2015. godine, kada je ova analiza rađena. Treba napomenuti da su razmatrani samo časopisi sa impakt faktorom na SCI i SCIE listi. Radovi su hronološki obrađeni i navedeni su najosnovniji podaci, kao što su: korišćene metode VKA, primena i zaključci.

Među prvima koji su uveli teoriju odlučivanja, kao alat za rešavanje problema izbora materijala, bili su *Jee* i *Kang* [64]. Naime, oni su predložili koncept entropije, kao metodu za objektivno ocenjivanje težinskih koeficijenata kriterijuma (faktora značajnosti) svakog svojstva materijala, odnosno indeksa performansi. Ona se primenjuje u slučaju kada osoba, koja treba da izabere materijal, nema dovoljno iskustva ili znanja da oceni značajnost kriterijuma. Pored toga, predložili su TOPSIS metodu VKA za rangiranje materijala. Kao primer, razvijen je postupak za izbor optimalnog materijala za izradu zamajca motora. U tom postupku, težine kriterijuma se

određuju kao kombinacija subjektivnih i objektivnih težina; u slučaju nejasnih zahteva i manjka poznatih podataka, određivanje težinskih koeficijenata kriterijuma se svodi na njihovo određivanje metodom entropije.

Shanian i *Savadogo* [72] su koristili metodu višeatributivnog odlučivanja ELECTRE za izbor materijala. U ovom radu su jezgrovito opisane varijante ELECTRE metode (ELECTRE I i ELECTRE II), kao i principi tzv. „višeg ranga“. Pored toga, analiziran je postupak izbora najboljeg materijala za cilindrični toplotni provodnik, koji je opterećen statičkim naprezanjima i radi na temperaturama blizu sobnim. Finalni težinski koeficijenti kriterijuma su dobijani kao kombinacija dva skupa vrednosti: objektivnih (dobijenih pomoću metode entropije) i subjektivnih (definisanih na osnovu preferencija dizajnera provodnika). Na osnovu kombinacija ovih dvaju skupa vršena je analiza osetljivosti metode na promenu faktora značajnosti datih kriterijuma. Pokazano je da se metode ELECTRE I i ELECTRE II mogu uspešno primeniti za izbor materijala. Da bi se olakšala primena ove metode na druge probleme izbora materijala, razvijen je kompjuterski program, nazvan *Mathematica*.

Ista grupa autora je publikovala još jedan rad sa temom izbora materijala bipolarnih ploča gorivnih ćelija, koristeći metodologiju VKA [73]. U ovom radu je korišćena metoda ELECTRE IV, koja je osmišljena tako, da se rangiranje alternativa obavlja bez korišćenja relativnih značajnosti kriterijuma, a opremljena okvirom za određivanje „višeg ranga“. Razmatrano je 12 materijala, sa ukupno 11 kriterijuma (atributa) za ocenu materijala. Ocenjivanje i rangiranje kandidata materijala je vršeno sa i bez kriterijuma cene, s obzirom na to, da kriterijum cene ima esencijalnu ulogu u masovnoj proizvodnji bipolarnih ploča. U cilju provere osetljivosti metode, analiziran je pojedinačni efekat svakog od atributa na promenu konačnog ranga materijala, variranjem vrednosti indeksa performansi u predviđenom intervalu.

Treći u nizu radova ove dvojice autora, koji se bavi izborom materijala, opisuje primenu TOPSIS metode za izbor najboljeg metala bipolarnih ploča gorivnih ćelija [74]. Inicijalno je korišćena ista matrica odlučivanja, kao u prethodnom radu [73], sa 12 kandidata materijala i 11 atributa. Težinski koeficijenti određivani su po metodologiji razvijenoj u prvom radu [72], sa jedinom izmenom, da je korišćeno revidirano Simos-ovo pravilo za određivanje subjektivnih težinskih koeficijenata. U cilju povećanja tačnosti konačne odluke, pored osnovne TOPSIS metode, korišćena je i tzv. „Blok TOPSIS“ metoda, koja se razlikuje od osnovne po tome, što se rastojanja od pozitivno-idealnog i negativno-idealnog rešenja računaju kao apsolutne razlike, a ne kao Euklidska rastojanja. Takođe je kriterijum cene, kao najznačajniji, u jednom slučaju izostavljen a u drugom uziman u obzir, da bi se materijali rangirali prema značajnosti. Osnovna

prednost ove metode u odnosu na prethodno pomenute je ta, što se računa relativna blizina idealnom rešenju za svaku od alternativa, pa se na osnovu nje vrši rangiranje. Blizina idealnom rešenju pruža mnogo bolji uvid u ocenu materijala, za razliku od metoda koje samo rangiraju alternative.

Dehghan-Manshadi i saradnici [75] su predložili novu metodu za izbor materijala, koja je bazirana na metodi ponderisanih svojstava sa kombinacijom nelinearne normalizacije i modifikovane digitalne logike (MDL) za određivanje težinskih koeficijenata kriterijuma. Predložena metoda je verifikovana kroz dva primera izbora materijala: (1) za kriogeni rezervoar, koji služi za čuvanje i transport tečnog azota; (2) za noseću gredu krila letelice pogonjene snagom čoveka. Značajno poboljšanje predložene metode može se posmatrati iz dva ugla. Najpre, korišćenje MDL nema problem eliminacije kriterijuma najmanje značajnosti. S druge strane, korišćenje nelinearne funkcije za normalizaciju inicijalne matrice odlučivanja doprinosi dobijanju realnijih rezultata, bez isticanja bilo kog od ekstrema. Na taj način je ovaj postupak učinjen inteligentnijim, jer se značajno povećava uloga čoveka u procesu izbora.

Chan i Tong [76] su prezentovali integrisanu metodologiju VKA za izbor materijala na osnovu svojstva materijala i karakteristika koje imaju veze sa radnim vekom proizvoda, kao i šta sa njim nakon završenog radnog veka. Dakle, pored tehničkih i ekonomskih faktora, prilikom izbora materijala, razmatrani su i faktori uticaja na okruženje. Ova integracija predstavlja težak problem odlučivanja, jer sadrži nelinearna ograničenja i priličnu neizvesnost. Kao primer, naveden je problem izbora materijala za kasetu za smeštaj prašine kod usisivača. Za rešavanje ovog problema odlučivanja, pri izboru materijala korišćena je metoda GRA, tako što se problem višedimenzionalnih alternativa (3 vrste materijala i 4 vrste tretmana nakon završetka radnog veka) prevodi u jednodimenzionalne parove (7 parova materijal-tretman), koji se ocenjuju i rangiraju. Na taj način se bira ne samo materijal, već i postupak reciklaže.

Thakker i saradnici [77] su predložili nov način za izbor optimalnog materijala, kao kombinaciju tri poznate metode: *CES* metode, *Adaptirane tehnike analize vrednosti* i *TOPSIS* metode. Po njihovom mišljenju, korišćenje ovakvog metodološkog pristupa kombinuje prednosti svake od metoda ponaosob, uz pojednostavljenje procesa izbora materijala. Kao cilj, naveden je razvoj novog metodološkog pristupa za prevođenje zahteva dizajna u optimalni izbor materijala, koji bi bio primenljiv na probleme od industrijskog interesa. U konkretnom slučaju, vršen je izbor materijala lopatica turbine vetrogeneratora iz grupe od 20 potencijalnih materijala, a na osnovu 5 kriterijuma. Analiza metodom konačnih elemenata je potvrdila superiornost najbolje rangiranog materijala, dok se kroz analizu osetljivosti pokazala robusnost procedure.

Rao [78] je objasnio logičku proceduru za izbor materijala, u kojoj se rangiranje kandidata materijala vrši pomoću VIKOR metode. Dodatno, AHP metoda je predložena kao metoda za određivanje relativne značajnosti atributa. Ova procedura je nastala iz potrebe za jednostavnom i sistematičnom naučnom metodom koja bi pomogla pri donošenju odluke oko adekvatnog izbora materijala. Autor se opredelio za VIKOR metodu, jer je, prema njegovim rečima, koristan alat, naročito u situacijama kada donosilac odluke nije u mogućnosti, ili ne zna kako da izrazi preferencije na početku dizajniranja nekog proizvoda (sistema). Validacija predložene metode izvedena je kroz dva primera. Prvi je već pomenuti slučaj izbora materijala bipolarnih ploča gorivnih ćelija [74]. Drugi primer obuhvata problem izbora materijala proizvoda, koji se dizajnira za rad u uslovima visokih temperatura.

Rao i *Davim* [79] su slično prethodnom radu, predložili takvu proceduru za izbor materijala, da je osnova za ocenu i rangiranje alternativa TOPSIS metoda, dok je za ocenu težinskih koeficijenata kriterijuma korišćena AHP metoda. Predložena metodologija predstavlja opštu metodu za izbor materijala, pri čemu nema ograničenja u broju kvalitativnih i kvantitativnih atributa koji se razmatraju istovremeno. Ona pruža objektivniji pristup uz jednostavnije matematičke procedure. Za validaciju predložene kombinacije TOPSIS i AHP metode, uzeta su dva poznata primera izbora materijala. Prvi se odnosi na izbor materijala za cilindrični toplotni provodnik, koji je opterećen statičkim naprezanjima i radi na temperaturama blizu sobnim. Drugi primer se odnosi na izbor materijala kriogenog rezervoara za čuvanje i transport tečnog azota.

Athanasopoulos i saradnici [80] su kreirali sistem za podršku odlučivanju, zasnovan na kombinaciji teorije fazi skupova i TOPSIS metode. Cilj je bio stvaranje metodologije za izbor materijala u ranim fazama procesa konstruisanja, koja je prilagođena za rad sa kvalitativnim i kvantitativnim svojstvima materijala. Naime, podaci o kvalitativnim svojstvima materijala su pomoću teorije fazi logike prevedeni u fazi podatke, i kao takvi unešeni u algoritam TOPSIS metode, gde su kombinovani sa podacima o kvantitativnim svojstvima. Pre toga je izvršena normalizacija podataka pomoću linearne skale. Težinski koeficijenti kriterijuma su, po sličnom principu, pomoću fazi logike, od subjektivnih ocena donosioca odluke u vidu lingvističkih izraza (kao što su: malo, srednje, visoko,...), prevedeni u fazi brojeve (trougaone funkcije pripadnosti), koji su normalizacijom svedeni na vektor težinskih koeficijenata atributa. U radu je naveden hipotetički numerički primer izbora materijala za oslojavanje. Autori još naglašavaju, da je predloženu proceduru preko algoritma lako kompjuterizovati, te napraviti sistem za podršku odlučivanju. Kao značajnu prednost ovog sistema trebalo bi navesti sofisticiranost i mogućnost

istovremenog rada sa kvalitativnim i kvantitativnim svojstvima, fleksibilnost metoda i mogućnost softverske implementacije.

Fayazbakhsh i saradnici [81] su uveli poboljšanje metode MDL normalizacijom pomoću tzv. Z-transformacije, umesto izvorne nelinearne funkcije normalizacije. Ova transformacija značajno pojednostavljuje proračune, u najvećoj je saglasnosti sa statističkom normalizacijom i povećava pouzdanost metode MDL, eliminacijom člana X_C . Kao primeri za demonstraciju superiornosti ove metode u odnosu na klasičnu metodu MDL i validaciju predložene metode, navedene su tri studije slučaja izbora materijala. Prva studija obrađuje problem izbora materijala za kriogeni rezervoar, koji je već pomenut. U drugoj se razmatra izbor materijala za noseću gredu krila letelice, koji je, takođe, već pomenut. Konačno, treća studija slučaja, koja je testirala predloženu metodu, bavi se izborom materijala za elemente konstrukcije visokobrzinskog pomorskog broda, gde je akcenat na čvrstim materijalima što manje gustine, koji su otporni na koroziju.

Shanian i *Savadogo* [82] su upoređivali dva tipa modela VKA koji se koriste za izbor i rangiranje materijala sa konfliktnim kriterijumima i kompleksnim ciljevima dizajna. U prvu grupu spadaju kompenzacioni modeli, dok druga grupa predstavlja nekompenzacione modele. Osnovna razlika je u tome, što su kod kompenzacionih modela, dozvoljeni eksplicitni kompromisi između atributa. Kompenzatorni modeli VKA su zasnovani, uglavnom, na višeatributivnoj teoriji korisnosti, gde je pretpostavljen i optimizovan jedan sveobuhvatni kriterijum, te dozvoljeni eksplicitni kompromisi između atributa. Nekompenzatorni modeli VKA se uglavnom zasnivaju na poređenju alternativa po parovima, koji uzimaju u obzir individualne kriterijume [83]. Autori su od kompenzatornih modela analizirali VIKOR i TOPSIS, dok su od nekompenzatornih modela razmatrane metode ELECTRE IS i ELECTRE IV. U radu su opisane osnovne karakteristike i specifičnosti pomenute 4 metode, a nakon toga je rešavan problem izbora materijala za cilindrični toplotni provodnik. Za određivanje težinskih koeficijenata kriterijuma, korišćena je metoda entropije, koja zavisi isključivo od matrice odlučivanja. Među razmatranim metodama, jedino ELEKTRE IV metoda ne zahteva prethodno određivanje težinskih koeficijenata kriterijuma, te je pogodna u slučajevima, kada zahtevi dizajna nisu baš najjasniji. Na osnovu poređenja rezultata, dobijenih pomoću četiri metode VKA, kao glavni zaključak izneta je tvrdnja, da se u izvesnim slučajevima izbora materijala za osetljive, skupe i odgovorne konstrukcije, ne može odrediti najbolji materijal na osnovu različitih koncepata i dizajna i metoda VKA, čak i u slučaju kompletnih ulaznih podataka o elementu konstrukcije za koji se bira materijal. Zbog toga bi donosilac odluke trebao biti uvek oprezan pre prihvatanja

rezultata modela VKA. S druge strane, ako rezultati jasno ukazuju da je jedan od materijala najbolji kandidat, onda je verovatno zaključak ispravan.

Chatterjee i saradnici [84] su pokušali da reše problem izbora materijala korišćenjem dve metode VKA (po njima metode najvećeg potencijala), VIKOR i ELECTRE II, i uporedili rezultate. Za demonstraciju i validaciju efektivnosti i fleksibilnosti ove dve metode, koristili su dva primera izbora materijala: (1) za zamajac motora i (2) za jarbol jedrenjaka u obliku šupljeg cilindra. Kroz ove primere, oni su pokazali potencijal, primenljivost i jednostavnost obeju metoda za rešavanje problema izbora materijala u slučaju postojanja kvalitativnih i kvantitativnih atributa, međusobno suprotstavljenih. Oni su naglasili da VIKOR metoda pruža kompromisno rangiranje alternativa, dok ELECTRE II metoda može pronaći samo prve dve najbolje rangirane alternative. Zbog toga je ELECTRE II metoda uvedena kao inovacija bazne metode, koja obezbeđuje kompletno rangiranje alternativa. Kao glavna prednost razmatranih metoda naglašena je jednostavna implementacija, koja podrazumeva značajno smanjenje matematičkih operacija u poređenju sa drugim metodama izbora materijala.

Jahan i saradnici [21] su predložili metodu linearnog dodeljivanja za izbor materijala, koja ima prilično jednostavnu proceduru i može biti od koristi kod problema izbora materijala, koji sadrže u sebi kvalitativna svojstva i/ili aspekte interakcije sa korisnikom. Metoda je verifikovana kroz tri primera izbora materijala dobro poznata u literaturi, a tiču se (1) zamajca, (2) noseće grede krila letelice pogonjene snagom čoveka i (3) jarbola jedrenjaka. Osnovne odlike metode su: jednostavnost, mogućnost rada sa kvalitativnim atributima, ne zahteva normalizaciju i skaliranje nesamerljivih svojstava. Glavna slabost ove metode je mogućnost rada samo sa rednim brojevima, tj. vrednostima ranga alternativa, čime je značajno umanjena preciznost, za razliku od drugih metoda VKA. Stoga je ova metoda pogodna za grubi izbor materijala u preliminarnim fazama dizajna.

Fayazbakhsh i *Abedian* [85] su razmatrali izbor optimalnog materijala rešetkastih nosača, kod kojih je potrebna velika krutost i čvrstoća, uz što manju gustinu materijala. U radu je posebno naglašena efikasnost metode VKA pod nazivom Z-transformacija [81] za izbor materijala, koja predstavlja statistički utemeljenu nadogradnju metode MDL. Težinski koeficijenti kriterijuma računati su pomoću metoda DL i MDL. Prilikom analize mogućih kandidata materijala, pokazalo se da su najpogodniji kompozitni materijali. Zbog toga je u ovom radu posebno analiziran izbor matrice, a posebno izbor vlakana. U okviru analize uzet je u obzir tzv. efekat ispuštanja gasa.

Rao i Patel [86] su razvili jednostavnu, sistematičnu i logičku metodu za računanje indeksa preferencije materijala, na osnovu kojih se vrši rangiranje. Suštinski, to je metoda ponderisanih suma, sa osnovnom modifikacijom kod određivanja težinskih koeficijenata kriterijuma. Naime, autori su predvideli određivanje tzv. integrisanog težinskog koeficijenta, koji predstavlja ponderisanu sumu subjektivnog i objektivnog težinskog koeficijenta atributa materijala. Subjektivne težine se određuju direktno (na osnovu iskustva odnosno preferencije osobe koja donosi odluku), ili pomoću neke od metoda za sistematično određivanje relativne značajnosti (AHP, DL, MDL itd.). Objektivne težine atributa se određuju pomoću koncepta statističke varijanse, koji je značajno jednostavniji u odnosu na metodu entropije. Za konverziju lingvističkih izraza, kojima se kvalitativno opisuju ocene atributa, u fazi brojeve, korišćena je skala sa 11 podeoka. Pored toga, upotrebljena su tri primera izbora materijala za ilustraciju mogućnosti predložene metodologije: (1) izbor materijala za visokobrzinski pomorski brod, (2) izbor materijala za zamajac motora i (3) izbor materijala kriogenog rezervoara. Jedinственost metode se ogleda kroz njenu uopštenost; može se koristiti u slučaju jasnih zahteva, ali i kada su zahtevi dizajna potpuno nejasni, što omogućava način određivanja težinskih faktora kriterijuma. Kao prednosti ove metode navedeni su logičnost, jednostavnost i pogodnost implementacije.

Maniya i Bhatt [87] su razvili novu metodu VKA za izbor materijala, pod nazivom PSI (. Osnovna prednost ove metode je rangiranje materijala bez određivanja relativne značajnosti atributa. Validacija i provera konzistencije predložene metode, izvedeni su kroz primere izbora (1) materijala za rad u uslovima visokih temperatura i (2) materijala lopatica turbine vetrogeneratora, te upoređenjem dobijenih rezultata ocene materijala sa prethodnim rezultatima. Autori su zaključili da je PSI metoda najprikladnija i kompetentna za izbor najboljeg materijala bilo koje namene, kada se javlja veliki broj atributa, bez obzira na broj alternativa. Značajna prednost ove metode je direktno određivanje optimalnog rešenja i rangiranje materijala bez određivanja relativnih značajnosti atributa. Pored toga, PSI metoda je jednostavna za razumevanje, računске operacije nisu komplikovane, metoda ima sistematičan i logički pristup, jer se ukupna vrednost preferencije atributa računa pomoću metodologije utemeljene u statistici. Međutim, ono što kreatori metode nisu napomenuli, jeste činjenica da se ova metoda ne može univerzalno koristiti, jer se u pojedinim slučajevima može dobiti negativna vrednost devijacije Φ_j (na osnovu jednačine (4) iz rada), a onda je daljna primena metode nemoguća.

Athawale i saradnici [88] su svoja istraživanja usmerili na primenu UTA metode VKA za izbor materijala. UTA metoda, sa jakom matematičkom pozadinom, predstavlja sistematičan pristup baziran na modelu linearnog programiranja, koji ne zahteva određivanje težinskih

koeficijenata kriterijuma, a omogućava računanje indeksa performansi za svaku od alternativa. Na osnovu indeksa performansi, vrši se rangiranje alternativa, pri čemu, najbolje rangirani materijal ima najveću vrednost indeksa performansi i obrnuto. Treba naglasiti, da je primenom UTA metode moguće oceniti nelinearnu aditivnu funkciju, koja je dobijena pomoću linearnog programiranja i obezbediti pogodnu linearnu aproksimaciju funkcije po segmentima. Ova karakteristika, takođe, omogućava rešavanje problema koji imaju međuzavisnost nekih od kriterijuma. Na dva ilustrativna primera iz literature pokazana je matematička procedura ove metode. Prvi primer je izbor materijala za zamajac motora, a drugi izbor materijala za jarbol jedrenjaka. Autori su, na kraju zaključili, da UTA metoda pruža praktičan i efikasan metod za rangiranje alternativa, ocenjujući funkciju korisnosti na osnovu iznetih globalnih preferencija između alternativa, čak i u slučaju kada postoji međuzavisnost između kriterijuma.

Rathod i Kanzaria [89] su primenom TOPSIS i fazi TOPSIS metode ocenjivali fazno promenljive materijale (PCM), koji se koriste za skladištenje energije u vidu latentne toplote, uz istovremenu minimalnu promenu vlastite temperature. Za određivanje relativne značajnosti kriterijuma koristili su AHP metodu. Konkretnije, cilj istraživanja se fokusirao na ocenu i izbor najboljeg fazno promjenljivog materijala, koji se koristi kod solarnih kućnih sistema za čuvanje velike količine toplote. Materijali, koji se mogu koristiti za ovu namenu treba da imaju tačku topljenja u opsegu temperatura 30–60 °C. Po mišljenju autora, ovaj konkretni problem izbora materijala odlikuje: subjektivnost, nesigurnost i dvosmislenost u procesu ocene. Na osnovu rezultata izbora materijala, autori smatraju da su predložena metodološka rešenja efikasna i izvodljiva. Oni takođe naglašavaju, da u slučaju postojanja preciznih rejtinga performansi materijala, TOPSIS metoda se može smatrati održivim pristupom za rešavanje problema izbora materijala. S druge strane, kada rejting performansi materijala nije tačan niti dovoljno jasan, preporučuje se kao prikladnija fazi TOPSIS metoda.

Chatterjee i saradnici [90] su istraživali primenljivost i sposobnost COPRAS (i EVAMIX metoda VKA na izbor materijala. Kao primeri za ilustraciju i potvrdu valjanosti predloženih metoda VKA za izbor materijala korišćeni su: (1) izbor materijala za kriogeni rezervoar i (2) izbor materijala elementa konstrukcije za rad na visokim temperaturama u sredini bogatoj kiseonikom. Na osnovu dobijenih rezultata rangiranja materijala, konstatovano je da se rezultati skoro u potpunosti poklapaju sa rezultatima prethodnih istraživanja, dok se rezultati najbolje rangiranih materijala u potpunosti poklapaju. Kao prednost ovih metoda navedena je transparentnost, koja je ovde više nego očigledna u poređenju sa AHP metodom. To je, prema njihovom mišljenju, veoma važno, jer je donosiocu odluke veoma lako da uoči bilo koju grešku

pri matematičkim izračunavanjima, i na taj način smanji rizik, koji sa sobom nosi sam proces odlučivanja. Još dodaju, da je COPRAS metoda laka za primenu, a da pri tome, donosiocu odluke fizičko značenje procesa odlučivanja može biti potpuno nepoznato. Kao glavna prednost EVAMIX metode navedena je vrlo mala mogućnost gubljenja informacija, usled zasebnih matematičkih modela, koji operišu sa kvalitativnim odnosno kvantitativnim kriterijumima.

Gupta [91] je kroz publikovani članak prikazao proces izbora materijala za sloj apsorbera kod solarnih ćelija, koje se rade na principu tankih filmova (TFSC). Materijali su birani na osnovu VKA pomoću TOPSIS metode, kod koje je relativna značajnost atributa određivana pomoću fazi lingvističkih izraza na skali od 9 podeoka. Bilo je ukupno 5 kandidata materijala i 5 atributa, prema kojima su materijali rangirani. Rezultati izbora su u skladu sa rezultatima eksperimentalnih istraživanja u ovoj oblasti, što potvrđuje validnost sprovedenog istraživanja.

Huang sa saradnicima [92] je razvio novi model VKA i metodu analize nesigurnosti pri izboru materijala, koji uzima u obzir i ekološki aspekt. Model je zasnovan na inženjerskoj analizi i simulaciji radnog veka komponente za koju se bira materijal, tako da sadrži izvesne nesigurnosti koje treba pronaći i otkloniti tokom dizajniranja proizvoda. Problemi su vezani za izradu proizvoda, kao i procese koji slede nakon završenog radnog veka, kao što je, na primer, reciklaža. Primenjena je TOPSIS metoda za rangiranje kandidata materijala, dok je fleksibilnost modela testirana kroz analizu nesigurnosti radnog veka; analiza je bazirana na variranju integralnog težinskog koeficijenta kriterijuma, sastavljenog od objektivne i subjektivne komponente. Objektivni težinski koeficijent kriterijuma određivan je metodom entropije. Kao motivaciju za ovakvu vrstu istraživanja, autori navode sve veći broj zahteva za razvoj što „ekologičnijeg“ proizvoda (ECD). Kao primer, na kojem je primenjena metoda, razmatran je izbor materijala kućišta računara. Prilikom procesa odlučivanja bilo je ukupno 8 kandidata materijala (alternativa), dok je 20 atributa, birano sa aspekta radnog veka, uticaja na okolinu i cene materijala. Autori su naglasili, da je ova studija slučaja pokazala značajnost razmatranja nesigurnosti, po pitanju radnog veka, prilikom donošenja odluke o izboru najpogodnijeg materijala. Kao zaključak, istaknuta je činjenica da predložena metoda predstavlja fleksibilan i efikasan alat za izbor materijala, koji u obzir uzima i ekološki aspekt.

Bahraminasab i *Jahan* [93] su prvi razmatrali strategiju izbora pogodnog biomaterijala za femoralnu komponentu proteze veštačkog kolena, na osnovu tzv. sveobuhvatne VIKOR metode. Naime, sveobuhvatna VIKOR metoda je razvijena kao pogodan alat za izbor biomaterijala i materijala raznih namena, kod kojih se javlja tzv. ciljana vrednost nekog atributa (na primer, da vrednost modula elastičnosti biomaterijala bude što približnija modulu elastičnosti kosti). Sa

ovim proširenjem, VIKOR metoda postaje univerzalna, jer može razmatrati problem odlučivanja sa prinosnim, rashodnim i ciljanim kriterijumima. Za konverziju kvalitativnih atributa u kvantitativne skale, korišćena je fazi skala sa 11 podeoka. Kao alternative, razmatrana su ukupno 10 kandidata materijala, od kojih 8 komercijalnih metalnih legura, i 2 legure Ni-Ti koje još nemaju komercijalnu primenu. Određivanje težinskih koeficijenata kriterijuma izvedeno je linearnim kombinovanjem dva težinska koeficijenta dobijenih pomoću MDL i revidirane Simos metode ponderisanja. Zahvaljujući linearnim kombinacijama sa korakom 0,1 izvedena je analiza osetljivosti predložene metode na promenu težina atributa, a sve u cilju dobijanja pouzdanijih rezultata. Najznačajniji zaključci ovog istraživanja su: (a) legure Ni-Ti imaju najveći i najstabilniji rang, mada su novi i ne korišćeni tip materijala u ortopediji, što ne znači da ne treba izvršiti dalju analizu njihove pogodnosti za biomaterijale (naročito u pogledu svojstava površine); (b) podaci dobijeni u procesu analize osetljivosti omogućavaju donosiocu odluke veću sigurnost u rang materijala; (c) razvijena je sistematična procedura za upoređenje novih biomaterijala, uz ograničenje da mogućnost izrade nije razmatran kao kriterijum, a takođe ni cena.

Jahan i saradnici [94] su dodatno unapredili sveobuhvatnu VIKOR metodu, tako što su uveli novu normalizacionu tehniku. Naime, oni su, umesto linearne MAX-MIN metode normalizacije, primenili nelinearnu normalizaciju, zasnovanu na ciljanim vrednostima kriterijuma. Na taj način je razvijen sveobuhvatan algoritam sa akcentom na kompromisno rešenje izbora materijala. Štaviše, ovakva metoda otklanja glavni nedostatak VIKOR metode jednostavnijim pristupom. Radi verifikacije metode, pet literaturnih primera izbora materijala je rešeno ovom metodom, a rezultati upoređeni, sa onima koji su dobijeni u prethodnim istraživanjima pomoću drugih metoda. Prvi primer se ticao izbora materijala femoralnog dela totalne proteze kuka. Drugi primer je izbor materijala metalnih bipolarnih ploča gorivnih ćelija. Treći primer se bavi izborom materijala konstrukcije koja je planirana za rad pri visokim temperaturama u sredini bogatoj kiseonikom. U četvrtom, već dosta korišćenom primeru, bira se najbolji materijal za jarbol jedrenjaka. Peti, hipotetički primer, u kome se tri alternative porede u odnosu na dva kriterijuma istih težinskih koeficijenata kriterijuma, pokazuje manu osnovne verzije VIKOR metode i superiornost predložene sveobuhvatne verzije njene nadogradnje. Dobijeni rezultati, kao i poređenja sa prethodno dobijenim, pokazuju potencijal predložene metode u domenu VKA, tako da je od koristi kod donošenja značajnih odluka, sa posebnim naglaskom na izbor biomedicinskih materijala.

Jahan i saradnici [95] su razvili novu tehniku normalizacije, koja, zapravo, predstavlja proširenje TOPSIS metode, tako da je njena primena moguća na probleme odlučivanja sa ciljanim kriterijumima. Ovakva metoda normalizacije se može nazvati proširenom linearnom MAX-MIN metodom. Pored novog načina normalizacije, u ovom radu je predložen poseban metod određivanja objektivnih težinskih koeficijenata kriterijuma, koji je zasnovan na računanju standardne devijacije unutar atributa jednog kriterijuma, ali nakon normalizacije po predloženoj metodi. Predloženim poboljšanjima znatno se povećava sposobnost metode za preciznije određivanje objektivnih težinskih koeficijenata kriterijuma. Da bi se potvrdila ispravnost predložene metodologije, primenjena je na četiri primera izbora materijala: (1) izbor izolacionog materijala za kablove kompjutera; (2) izbor materijala kriogenog rezervoara; (3) izbor materijala zamajca motora i (4) hipotetički primer izbora materijala sa četiri alternative i dva maksimizaciona kriterijuma podjednakih težinskih koeficijenata. Poslednji primer je uzet kako bi se pokazalo poboljšanje TOPSIS metode primenom novog metoda normalizacije i određivanja objektivnih težinskih koeficijenata kriterijuma, u odnosu na postojeću TOPSIS metodu, u procesu odlučivanja.

Findik i *Turan* [96] su problem izbora materijala rešavali pomoću WPIM metode. Oni su se opredelili za nju, jer je u tom trenutku bila novorazvijena. Za određivanje relativne značajnosti kriterijuma korišćena je metoda DL. Predložena metoda je verifikovana kroz primer izbora materijala za otvoreni teretni vagon što manje mase. Rezultati dobijeni u istraživanju se podudaraju sa prethodnim istraživanjima, te je kao najpogodniji materijal izabrana legura aluminijuma.

Karande i *Chakraborty* [97] su, sa idejom nezavisnosti od normalizacije i težinskih koeficijenata kriterijuma, primenili tri jednostavne metode VKA za izbor materijala: (a) MOORA metodu; (b) metodu referentne tačke (RPA); i (c) MULTIMOORA metodu. Da bi pokazali primenljivost, jednostavnost i tačnost pomenute tri metode, rešena su četiri primera iz literature izbora materijala, a rezultati upoređeni sa prethodnim istraživanjima. Primeri izbora materijala su: (1) izbor materijala zamajca motora; (2) izbor materijala kriogenog rezervoara; (3) izbor materijala elementa konstrukcije za rad na visokim temperaturama u sredini bogatoj kiseonikom; (4) izbor materijala jarbola jedrenjaka. Ovde je predložena vrlo jednostavna metoda normalizacije, bez obzira na vrstu kriterijuma, na principu odnosa performanse alternative i sume performansi alternativa za taj kriterijum. Na taj način su dobijane bezdimenzione veličine u intervalu između 0 i 1. Nakon kompletnog rangiranja alternativa pomoću sve tri metode, izvedena je korelaciona analiza, računanjem *Spearman*-ovih korelacionih koeficijenata. Na

osnovu izvedene analize, može se konstatovati da predložene metode daju tačne i pouzdane rezultate nezavisno od vrste kriterijuma.

Chatterjee i Chakraborty [98] su se tokom istraživanja fokusirali na primenu četiri metode rangiranja preferencija za izbor materijala zupčanika. Koristili su sledeće metode VKA: (a) EXPROM2, (b) COPRAS-G, (c) ORESTE, (d) OCRA. Za validaciju i upoređenje metoda, korišćen je primer izbora materijala zupčanika, kod kojeg su težinski koeficijenti kriterijuma određeni metodom entropije. Kroz ovaj primer, pokazana je primenljivost, korisnost i tačnost razmatranih metoda na problem izbora materijala. Najbolje i najgore rangirani materijali su isti, kod svih metoda. Pored toga, skoro je idealna podudarnost rezultata dobijenih pomoću ovih metoda sa rezultatima prethodnih istraživanja. Da bi se stepen podudarnosti rezultata kvantifikovao, sračunat je *Spearman*-ov korelacioni koeficijent, koji pokazuje potpunu podudarnost EXPROM2 i COPRAS-G metode po pitanju dobijenih ranga materijala. Vrednost ovog koeficijenta za preostale parove metoda je izuzetno visok i iznosi preko 0,9.

Chauhan i Vaish [99] su pomoću TOPSIS i VIKOR metoda VKA, ocenjivali i rangirali magnetno meke i magnetno tvrde materijale. Relativne značajnosti atributa, na osnovu kojih je vršena ocena, određivane su metodom entropije. Iz razloga donošenja što konkretnijih zaključaka, pored metoda VKA, izvedeno je i klasifikovanje materijala korišćenjem tehnike hijerarhijskog klasterisanja. Grupisanje materijala (alternativa) u klaster je izvedeno na osnovu Euklidskog rastojanja između atributa, tako da su na dendogramima prikazane samo fizičke veze između materijala, bez obzira na rang. S druge strane, da bi se stekao bolji uvid u statističke odnose između svojstava, računat je *Pearson*-ov koeficijent korelacije.

Isti autori [100] su proširili istraživanje u oblasti primene metoda VKA za izbor materijala komponenti mikro-mehatroničkih sistema. U ovom istraživanju su rezultati rangiranja materijala, dobijeni primenom TOPSIS i VIKOR metoda, upoređivani sa rezultatima koji su dobijeni na osnovu *Ashby*-jeve metode. Izbor materijala je bio usmeren na dve mikro-mehatroničke aplikacije, i to: (1) žiroskop i (2) kapacitivni mikro-ultrazvučni pretvarač (CMUT). Ono što je interesantno u ovom radu, jeste činjenica da su kao atributi za izbor materijala korišćeni indeksi performansi, koji su preračunavani, a tek onda uvršćeni u početnu matricu odlučivanja. Kod višeatributivne analize, smatrano je da svi atributi imaju podjednak značaj. Naglašeno je da prednost primene VKA leži u tome, što nije potrebno prethodno poznavanje veza između svojstva materijala. Kao prednosti korišćenja ovih dveju metoda izdvojene su sledeće: (a) rangiranje alternativa bez obzira na njihov broj i broj atributa; (b) moguća je primena bez obzira na međuzavisnost atributa; (c) nije potrebna funkcionalna zavisnost atributa za primenu metoda

(d) kroz definisanje težinskih koeficijenata kriterijuma, može se dati prioritet pojedinim atributima; (e) kratko vreme računanja; (f) težinski koeficijenti i kvalitativni atributi mogu se računati pomoću fazi tehnika. Međutim, prema njihovim rečima, problem izbora materijala zahteva sofisticiranije metode, budući da svojstva materijala zavise od načina izrade i načina skaliranja atributa koji se koristi. Pored toga, oni smatraju da je potrebno dodatno istraživanje i nadogradnja ovih tehnika, da bi se razvio metod ocenjivanja njihove robusnosti.

Fayazbakhsh i *Abedian* [101] su istraživali problem izbora materijala kućišta elektronskih uređaja, koji se koriste kod raznih vozila, uključujući i svemirske letelice. Zahtevi u pogledu materijala su sledeći: da pruža zaštitu od elektromagnetne interferencije, da ima što veću krutost i što manju gustinu (masu). Pored toga, kada su u pitanju metalni materijali, dodatni uslovi su: što veća čvrstoća i koeficijent provođenja toplote, kao i što manji koeficijent termičkog širenja i što manja cena. Zbog različitosti opsega atributa, odvojeno su analizirali izbor kompozitnih i metalnih materijala. Težinski koeficijenti kriterijuma su određivani uz pomoć metoda DL i MDL. Na taj način je pokazana superiornost metode MDL, jer se ne gubi atribut koji ima najmanju relativnu značajnost. Nakon što su određeni težinski koeficijenti atributa, proces računanja indeksa performansi izveden je pomoću metoda DL, MDL i Z-transformacije. Međutim, u slučaju izbora kompozitnih materijala, nije bilo moguće primeniti metodu MDL, zbog funkcije normalizacije za koju se dobijaju koeficijenti čije vrednosti teže beskonačnosti. Na taj način je ujedno demonstrirana i glavna mana ove metode. U oba primera metoda Z-transformacije je pokazala veću pouzdanost i jednostavnost u odnosu na preostale dve metode. Štaviše, koristeći metodu Z-transformacije, normalizacija indeksa performansi materijala se vrši pomoću vrednosti standardne devijacije; time se postiže direktna uporedivost materijala na osnovu vrednosti indeksa performansi. Konačno, kroz ova dva primera pokazano je šire polje primene metode Z-transformacije za izbor materijala u poređenju sa MDL.

Maity i saradnici [102] su proučili primenu COPRAS-G metode za izbor materijala reznog alata. Izbor najprikladnijeg materijala reznog alata je veoma značajan proces u proizvodnom sistemu, jer povećava obradne performanse mašine. U ovoj studiji je izbor izveden između 19 kandidata materijala, na osnovu 10 izabranih kriterijuma, koji u najvećoj meri određuju kvalitet reznog alata. Relativna značajnost kriterijuma je izračunata pomoću metode entropije. Rangiranje materijala je izvedeno primenom COPRAS-G metode, koja omogućava korišćenje atributa materijala, predstavljenih u vidu intervala. To je ponekad veoma značajno, jer se određeno svojstvo materijala nekada najbolje može kvantitativno predstaviti intervalom vrednosti. Rezultati su dobijeni u vidu relativnih značajnosti, tj. stepena korisnosti alternativa, na

osnovu kojih su alternative rangirane. Ova metoda VKA je upoređena sa drugim metodama kao što su VIKOR, PROMETHEE i GRA. Vrednosti *Spearman*-ovog korelacionog koeficijenta iznad 0,9 ukazuju na veoma visoku podudarnost rezultata. Posebno je istaknuta skoro potpuna podudarnost COPRAS-G i PROMETHEE metode, uz naglašenu dodatnu prednost COPRAS-G metode – rad sa podacima, koji su izraženi intervalno.

Girubha i *Vinodh* [103] su pomoću VIKOR metode birali najpogodniji materijal za instrument tablu električnog automobila. Ova studija ima originalni pristup izboru materijala, jer je u njoj relativna značajnost osam izabranih kriterijuma i rangiranje četiri kandidata materijala, izvedeno na osnovu lingvističkih ocena pet osoba, koje učestvuju u procesu donošenja odluke. Pri tome je korišćena fazi skala sa sedam podeoka, da lingvističke izraze prevede u trapezoidne fazi brojeve. Autori su se opredelili za ovakav način izbora materijala, jer su zahtevi za izbor materijala instrument table, u osnovi nedovoljno jasni. Nakon sprovedenog postupka, rezultati su jednoznačno ukazali da je između četiri kandidata materijala, polipropilen najpogodniji materijal. Pored toga, sva četiri kandidata materijala su analizirana i upoređivana sa aspekta ekologije pomoću tzv. *Sustainability Xpress module* u *SolidWorks*-u. Rezultati analize su samo potvrdili najmanji uticaj na okolinu najbolje rangiranog kandidata – polipropilena.

Liu i saradnici [104] su svoje istraživanje, u većoj meri, bazirali na metodologiji predloženoj od strane *Girubha* i *Vinodh* [103]. Preciznije, u ovom radu je korišćena VIKOR metoda kao baza za rangiranje alternativa, pri čemu su subjektivne težine kriterijuma određene na osnovu lingvističkih ocena osoba, koje učestvuju u procesu odlučivanja, a fazi skala je korišćena da lingvističke izraze prevede u fazi intervalne parove (engl. *2-tuple*). Pored subjektivnih težinskih koeficijenata kriterijuma, autori su koristili i objektivnu metodu određivanja težinskih koeficijenata kriterijuma na bazi statističke varijanse. Objedinjeno, za rangiranje alternativa, korišćene su integrisane vrednosti težinskih koeficijenata kriterijuma, kao kombinacija subjektivnih i objektivnih. Performanse metode pokazane su kroz dva već razmatrana primera izbora materijala: (1) izbor materijala za instrument tablu električnog automobila i (2) izbor materijala zamajca motora. Prednost ove metodologije je mogućnost rangiranja kandidata materijala za određenu namenu, u sredini sa nedovoljno jasnim i nekompletnim informacijama. Ova proširena VIKOR metoda, nazvana ITL-VIKOR, uspešno se može koristiti za grupno odlučivanje, sa intervalnim intuitivnim podacima. Dobijeni rezultati ukazuju na odličnu korelaciju ITL-VIKOR metode, sa prethodno predloženim metodama, te efikasnost metode u savladavanju problema izbora materijala sa nepotpunim i nesigurnim podacima.

Cavallini i saradnici [105] su analizirali problem izbora materijala pomoću metoda VKA, i zaključili da su njihove osnovne slabosti: (a) odsustvo bilo koje vrste pomoći za podršku pri izboru ispravnih kriterijuma, na osnovu kojih će se vršiti proces izbora materijala i (b) potreba za definisanjem metode određivanja težinskih koeficijenata kriterijuma, koja bi istovremeno bila reprezentativna za potrebe projekta i jednostavna za korišćenje od strane korisnika. Sagledavajući ova dva značajna aspekta za unapređenje metodologije VKA, *Cavallini* i saradnici su integrisali HOQ pristup sa sveobuhvatnom VIKOR metodom (C-VIKOR) [94], nazivajući je *metodom integralne pomoći za izbor materijala (IAMS)*. Drugim rečima, IAMS je sinergijsko korišćenje HOQ pristupa i C-VIKOR algoritma, pri čemu se HOQ koristi kao pomoć za identifikovanje kriterijuma za izbor materijala. Predložena metoda je praktično ilustrovana kroz novi primer izbora materijala zaštitne prevlake površine aluminijuma, u cilju smanjenja habanja usled kretanja elementa od livenog gvožđa po njoj. Rezultati izbora materijala i tehnologije prevlake opisanog tribološkog para materijala, koji su dobijeni primenom novorazvijene metodologije, upoređeni su sa rezultatima koji su dobijeni primenom metode entropije za određivanje težinskih koeficijenata kriterijuma i C-VIKOR metode. Na osnovu rezultata ove studije, autori su izveli nekoliko zaključaka: (a) uvođenje HOQ omogućava strukturno identifikovanje kritičnih atributa za izbor materijala, što je naročito od koristi mladim dizajnerima ili članovima projektnog tima, koji nemaju dovoljno iskustva oko izbora materijala; (b) IAMS model generiše težinske koeficijente kriterijuma za izbor materijala mnogo konzistentnije sa zahtevima projekta; (c) predloženi IAMS model je izuzetno efikasan u procesu rangiranja materijala, jer obezbeđuje odličnu kompatibilnost sa realnim rezultatima rangiranja, koji su izvedeni na osnovu intenzivnog pretraživanja literature; (d) glavni nedostatak predloženog modela je njegova mala efikasnost u slučaju oskudnih podataka. To je, ujedno, i glavni problem kod metoda VKA, i ogleda se kroz nedostupnost podataka o materijalima i različit nivo poverenja u te podatke, usled različitih izvora.

Chauhan i *Vaish* [106] su pomoću TOPSIS metode VKA, ocenjivali i rangirali kandidate materijala za tvrde prevlake. Prilikom VKA, smatrano je da svi atributi imaju podjednak značaj. Iz razloga donošenja što konkretnijih zaključaka, pored TOPSIS metode, izvedeno je i klasifikovanje materijala korišćenjem tehnike hijerarhijskog klasterisanja. S druge strane, da bi se stekao bolji uvid u statističke odnose između pojedinih svojstava materijala, računat je *Pearson*-ov koeficijent korelacije. Rezultati rangiranja materijala, dobijeni primenom TOPSIS metode, upoređivani su sa rezultatima koji su dobijeni na osnovu *Pareto*-optimizacione metode,

u cilju dobijanja što pouzdanijih rezultata. Uočena je prilično velika podudarnost rezultata rangiranja pomoću *Ashby*-jeve i TOPSIS metode.

Jahan i *Edwards* [71] su opisali svoj doprinos u razvoju formalnih tehnika za poboljšanje metodologije određivanja težinskih koeficijenata kriterijuma u procesu izbora materijala. Naime, oni su predložili metodu određivanja težinskih koeficijenata kriterijuma (koja važi za sva tri tipa) kroz integraciju subjektivnih, objektivnih i korelacionih težinskih koeficijenata. Subjektivni težinski koeficijenti kriterijuma se određuju direktno, na osnovu preferencija donosioca odluke, ili uz pomoć tehnika kao što su AHP i MDL. Objektivni težinski koeficijenti kriterijuma se računaju metodom standardne devijacije, jer ona, ne samo da pokriva ciljane kriterijume (za razliku od metode entropije koja se može primeniti samo na benefitarne i nebenefitarne), već i eliminiše obmanjujuće efekte različitih skala svojstava materijala. Korelacioni težinski koeficijenti kriterijuma, koje uzimaju u obzir međusobnu vezu između kriterijuma, računaju se po predloženoj formuli na osnovu normalizovanih podataka. Na kraju, sva tri težinska koeficijenta kriterijuma su kao ponderisana suma integrisani u jednu. Na taj način, sam dizajner ili donosilac odluke definiše koliki značaj ima koji od težinskih koeficijenata, što je i glavna prednost predložene metode. Za validaciju predložene metode korišćena su dva primera izbora biomedicinskih materijala: prvi je demonstrirao važnost korelacionog težinskog koeficijenta kriterijuma na izbor amalgamskog punioca zubnog kaviteta; drugi primer izbora materijala femoralnog dela proteze kuka, ukazao je na značaj ciljanih kriterijuma, kao i metodologija koje su sposobne za rad sa njima. Za rangiranje kandidata materijala u oba primera, korišćene su sveobuhvatna VIKOR i proširena TOPSIS metoda. Varijacijom različitih relevantivnih značaja tri tipa težinskih koeficijenata, dobijeno je ukupno 6 kombinacija, i za svaku od njih izvedeno je rangiranje pomoću obe metode VKA. Na kraju je, na osnovu 12 vrednosti računat zbirni rang. Zbog različitih vrednosti i brzih promena ranga sa promenom težinskih koeficijenata, javlja se potreba za tzv. tehnikom agregacije, pomoću koje bi se na najbolji način izvršilo finalno rangiranje alternativa. Na kraju, kao opšti zaključak, navedena je potreba za stalnim poboljšanjima u razvoju proizvoda, što naglašava da je razvoj/izbor materijala permanentni zadatak za održiv i profitabilan razvoj.

Isti autori [107] su proširili VIKOR metodu, kako bi bilo moguće koristiti intervalne brojeve kod problema izbora materijala sa minimizacionim, maksimizacionim i ciljanim kriterijumima. To je posebno važno, s obzirom na to, da se intervalnim podacima mogu bolje oceniti svojstva materijala, u odnosu na diskretne numeričke vrednosti. Tri praktična primera izbora materijala su korišćena za ilustraciju primenljivosti i tačnosti predloženog metodološkog

rešenja. Prvi primer predstavlja izbor metalnih biomaterijala za femoralni deo totalne proteze kolena. Drugi primer razmatra problem izbora materijala zupčanika. Treći problem je hipotetički, i u njemu se bira između tri materijala, na osnovu dva kriterijuma istih težinskih koeficijenata, od kojih je jedan minimizacioni, a drugi maksimizacioni. Valja naglasiti, da i u prethodna dva primera, težinski koeficijenti nisu određivani, već preuzeti zajedno sa primerima.

Karande i saradnici [108] su predložili dve konceptualno jednostavne, a matematički snažne tehnike za rešavanje problema izbora materijala, i to: (a) Koncept korisnosti i (b) Funkciju poželjnih odgovora. Njihova primenljivost i potencijal su demonstrirani kroz četiri primera izbora materijala, preuzeta iz literature. Prvi primer se bavi izborom materijala zupčanika za rad u režimu velikih brzina i opterećenja; u drugom primeru biran je materijal otvorenog teretnog vagona; kroz treći primer pokazana je metodologija izbora materijala za elemente konstrukcije visokobrzinskog pomorskog broda; u četvrtom primeru rešavan je problem izbora izolacionog materijala kompjuterskih kablova. Dobijeni rezultati su pokazali sasvim zadovoljavajuću tačnost, jer se najbolje i najgore rangirani materijali za sva četiri primera, podudaraju sa rezultatima prethodnih istraživanja. Na osnovu toga, zaključeno je da se koncept korisnosti i funkcija poželjnih odgovora mogu uspešno koristiti za korektno finalno rangiranje alternativa. S druge strane, nijedna od njih ne uzima u obzir moguće korelacije koje postoje među kriterijumima za izbor.

Khorshidi i *Hassani* [109] su kroz svoje eksperimentalno istraživanje dobijanja najboljeg kompozitnog sinterovanog materijala silicijum karbida i aluminijuma, uporedili performanse TOPSIS i PSI metode. Oni su pravili ukupno 8 kombinacija praha za sinterovanje, koje se međusobno razlikuju po procentualnom udelu silicijum-karbida u matrici aluminijuma, veličini čestica praha silicijum-karbida ili vremenu mlevenja. Nakon toga je vršeno eksperimentalno merenje, te ocene svojstava i performansi kompozitnih materijala sa aspekta čvrstoće, odnosno primenljivosti. Za određivanje težinskih koeficijenata kriterijuma kod TOPSIS metode, korišćena je AHP metoda. Prva četiri najbolje rangirana materijala se podudaraju kod obe metode, što ukazuje na primenljivost PSI metode. Njena glavna prednost je ta, što nije potrebno računati težinske koeficijente kriterijuma; PSI metoda postaje naročito značajna kada postoje konflikti oko značajnosti atributa. Štaviše, matematičke operacije kod PSI metode nisu komplikovane, lake su za razumevanje, sistematične i logične usled korišćenja statističkog koncepta, što, sve ukupno, predstavlja komparativnu prednost PSI metode u odnosu na VIKOR metodu. Međutim, glavni nedostatak PSI metode je nemogućnost rada sa ciljanim kriterijumima, kao i nemogućnost primene u svim slučajevima.

Mansor i saradnici [110] su, koristeći AHP metodu VKA, birali prirodni vlaknasti kompozitni materijal, koji bi hibridno sa staklenim vlaknima, dao najpogodniji kompozit sa polimernom matricom, za izradu poluge ručne kočnice automobila. Ukupno je razmatrano trinaest materijala prirodnih vlakana, koji su ocenjivani sa aspekta funkcionalnih performansi, gustine i cene. Računat je faktor konzistencije, kako bi se proverilo da li su ocene koje su date prilikom poređenja po parovima konzistentne ili nisu. Takođe je sprovedena analiza osetljivosti, da bi se potvrdila validnost rezultata na kraju procesa izbora. Ovim je pokazana efikasnost AHP metode za rešavanje problema VKA, za vreme konceptualne faze razvoja proizvoda. Pored toga, naveden je glavni nedostatak AHP metode, oličan u glomaznosti matematičkog modela i velikog broja operacija, naročito u slučaju većeg broja alternativa i kriterijuma.

Koristeći ANP metodu, *Milani* i saradnici [111] su publikovali novi koncept izbora materijala, korišćenjem povratnih sprega i interakcija unutar i između skupova dizajnerskih kriterijuma i alternativa. Ova metoda, za razliku od AHP metode, koja podrazumeva funkcionalnu nezavisnost između gornjeg nivoa hijerarhije i njegovih donjih komponenti, ne posmatra problem odlučivanja kao hijerarhijski strukturiran. Naprotiv, kod ANP metode su postojane unutrašnje i spoljašnje veze između faktora odlučivanja i (ili) alternativa. Tako da AHP predstavlja specijalni slučaj ANP metode. Kod predložene metode se poređenja izvode po parovima elemenata u određenom prostoru odlučivanja. U ovom radu, demonstracija ANP metode izvedena je na primeru izbora nemetalnih materijala zupčanika pomoćnih sistema aviona. Razmatrana su dva scenarija: (1) subjektivni težinski koeficijenti svih kriterijuma su jednaki; (2) donosilac odluke ima nejednake preferencije nad kriterijumima, koje mogu da se menjaju od jednog do drugog materijala. Kroz ova dva primera pokazano je da proces izbora materijala može biti posmatran i kao umrežen problem. S druge strane, primenom ANP i AHP metode za rešavanje ova dva primera, jasno je ilustrovano da interne i eksterne zavisnosti između kriterijuma i alternativa, mogu promeniti konačni izbor materijala. Takođe je pokazano, da ANP metoda nudi veći stepen slobode, koji dozvoljava donosiocu odluke da modelira problem izbora materijala koristeći metodu klasterisanja. Prednost ove metode je mogućnost provođenja jasnije procedure dodeljivanja težinskih koeficijenata i analize osetljivosti, što je posebno pogodno za konstruktore bez iskustva, ili kod problema širokog opsega atributa, gde je lakše oceniti međusobno klasterne, nego li svaki par elemenata kriterijuma.

Peng i *Xiao* [112] su za izbor materijala predložili PROMETHEE metodu u kombinaciji sa ANP metodom, gde bi se ANP koristila za identifikovanje težinskih koeficijenata kriterijuma, a PROMETHEE za rangiranje alternativa. Kao primer za ilustraciju i potvrdu validnosti metode,

korišćen je primer izbora materijala košuljice rukavca kliznog ležaja alatne mašine sa hidrodinamičkim podmazivanjem. U okviru predloženog pristupa, uvedena je nova metoda normalizacije, koja ima niz prednosti u odnosu na prethodne: (a) rad sa svim tipovima atributa; (b) rad sa atributima zadatim u intervalnom obliku; (c) vrednosti atributa nakon normalizacije različite od nule. Zbog toga se predložena metoda normalizacije može primeniti na proces VKA u tzv. hibridnim sredinama. Pored toga, za izražavanje kvalitativnih svojstava korišćen je model uređenog para (koji je mnogo jednostavniji u odnosu na trougaone i trapezoidne). Rezultati dobijeni u ovom istraživanju su upoređeni sa rezultatima koji su dobijeni pomoću drugih metoda i uočena je odlična podudarnost. Složene matematičke operacije predloženog modela, rešavane su programiranjem u *MATLAB* softverskom okruženju, što je ujedno glavni nedostatak ovog pristupa i ograničavajući faktor za mnoge dizajnere, koji nisu vični programiranju u *MATLAB* okruženju.

Prasad i *Chakraborty* [113] su prezentovali svoju metodologiju za izbor materijala različitih namena, baziranu na principima QFD metode za planiranje i projektovanje kvaliteta proizvoda. Razlog za primenu ove metode jeste potreba da se u razvoj proizvoda, zajedno sa tehničkim zahtevima, integriše i želja kupca (korisnika). Da bi se olakšao proces izbora materijala, razvijen je softver sa grafičkim korisničkim interfejsom, jednostavan za korišćenje. Za demonstraciju rada i potvrdu valjanosti modela, korišćena su četiri već poznata primera izbora materijala: (1) za jarbol jedrenjaka; (2) za zamajac motora; (3) za rad u uslovima visokih temperatura i sredine bogate kiseonikom; (4) za konstrukciju otvorenog teretnog vagona. Kao zaključak navedeno je, da upotreba QFD metode dovodi do boljeg razumevanja idejnog rešenja proizvoda. To je zato što se mogu obavljati paralelne aktivnosti u dizajnu proizvoda, radi smanjenja troškova i vremena razvoja proizvoda. uz istovremeno poboljšanje kvaliteta.

Anojkumar i saradnici [114] su, u svom istraživanju, obradili problem optimalnog izbora materijala cevi, koje se koriste u industrijskim postrojenjima za proizvodnju šećera. Konkretnije, oni su primenom fazi principa u AHP metodi, određivali težinske koeficijente kriterijuma, i to nazvali FAHP metodom. U radu je prikazan kompletan upitnik za upoređenje po parovima svih sedam kriterijuma, na skali sa 11 podeoka. Nakon toga, koristeći težinske koeficijente kriterijuma kao ulazne podatke, izvedeno je rangiranje pet kandidata materijala pomoću VIKOR, TOPSIS, ELECTRE i PROMETHEE metode. Nema značajnih odstupanja dobijenih rezultata korišćenih modela, u poređenju sa prethodnim istraživanjima. Predloženi modeli predstavljaju jednostavno, precizno i efikasno sredstvo, zgodno za rad, koje je od pomoći donosiocima odluka pri izboru materijala između niza raspoloživih alternativa.

Kasei i saradnici [115] su predložili novu metodu za izbor materijal, kao kombinaciju *Ashby*-jevog koncepta indeksa materijala i QFD metode. QFD metoda, koja je ovde adaptirana za potrebe izbora materijala, omogućava određivanje relativne značajnosti kriterijuma, tj. u ovom slučaju indeksa materijala. Pored toga, primena QFD metode omogućava, da se dodatne međusobne veze između indeksa materijala, uzmu u obzir prilikom određivanja težinskih koeficijenata kriterijuma. Predložena metoda je strukturno podeljena u tri bloka: (a) *Skrining blok* – u njemu se formira lista kandidata materijala iz gomile raspoloživih; (b) *QFD blok* – glavni deo metode, u kojem se određuju težinski koeficijenti pojedinih indeksa materijala; (c) blok *Z-transformacije* – u njemu se vrši rangiranje kandidata materijala, metodom koja je slična *Z-transformaciji*. U cilju provere ispravnosti predložene metode i utvrđivanja razlike, koja se javlja kada se umesto svojstava materijala, koriste indeksi materijala u procesu izbora materijala, razmatrana su dva slučaja: (1) izbor materijala lopatica gasnih turbina i (2) izbor materijala noseće grede krila aviona pogonjenog snagom čoveka. Kao prednost ovakve metode navodi se to, da se kao kriterijumi uzimaju indeksi materijala, a ne svojstva, pa predložena metoda čuva opštost i kvalitet rezultata. Pored navedenih prednosti, sličnost između rezultata dobijenih ovom i metodama koje kao kriterijume koriste svojstva materijala (npr. MDL i *Z-transformacija*), pokazano je da se mogu uporedo koristiti i jedne i druge, uz mala odstupanja u opštosti i kvalitetu rezultata.

Liu i saradnici [116] su razvili hibridni model VKA, koji kombinuje ANP metodu na bazi DEMATEL tehnike (DANP) sa sveobuhvatnom VIKOR metodom, da bi se prevazišla ograničenja konvencionalnih metoda VKA. Predloženi pristup je zamišljen kao pomoć inženjerima u procesu dizajna za analizu međusobne povezanosti kriterijuma i rangiranje kandidata pri izboru materijala. Predložena metoda se ukratko može predstaviti kroz tri faze: (a) formiranje mape uticajnih odnosa između dimenzija i kriterijuma pomoću DEMATEL tehnike; (b) računanje uticajnih težinskih koeficijenata kriterijuma preko ANP pristupa na bazi DEMATEL tehnike; (c) rangiranje materijala pomoću sveobuhvatne VIKOR metode. Za ilustraciju i validaciju metode, korišćena je, u literaturi poznata empirijska studija, izbora materijala košuljice rukavca kliznog ležaja. Dobijeni rezultati se, skoro u potpunosti, slažu sa rezultatima prethodnih studija. To je potvrdilo činjenicu, da je predloženi novi hibridni model VKA, efikasno sredstvo pri rešavanju složenih problema izbora materijala sa međuzavisnim kriterijumima.

Yang i *Ju* [117] u svom radu navode da aktuelne metode za izbor materijala mogu dovesti do gubitka informacija, te kao takve, ne mogu precizno reprezentovati realnu preferenciju

donosioca odluke. Stoga su, inspirisani idejom o intuitivnim jezičkim promenljivim, definisali novu fazi promenljivu, nazvanu neizvesna pripadnost lingvističke promenljive (UMLV), koja se sastoji od dve jezičke promenljive i stepena pripadnosti elemenata jezičkim promenljivim. Isto tako, definisani su operativni zakoni, funkcija rezultata, funkcija tačnosti i pravila poređenja za UMLV. Na osnovu predloženih operatora, razvijena je metodologija za izbor materijala u okruženju lingvističkih promenljivih sa neizvesnom pripadnošću. Ilustracija primene predložene metode izvedena je na dva primera izbora materijala: (1) izbor materijala za instrument tablu električnog automobila; (2) izbor materijala ambalaže za pakovanje mlečnih proizvoda. Trebalo bi naglasiti, da je metodologija bazirana na pretpostavci, da su atributi za izbor materijala međusobno nezavisni.

Singh i saradnici [118] su kroz eksperimentalno istraživanje pokušali oceniti frikционе performanse materijala kočnica sa dodacima nekoliko vrsta nano-čestica. PSI metoda je primenjena za rangiranje ovih materijala na osnovu osam triboloških performansi, među kojima ima i kvantitativnih i kvalitativnih. Na osnovu PSI metode, izvedena je optimizacija i izabran materijal kočnice, sa najboljim tribološkim performansama. Na kraju je zaključeno, da tip dodatih nano-čestica utiče na tribološka svojstva materijala, a da PSI metoda predstavlja brzu i pogodnu tehniku za ocenu performansi frikcionih materijala.

Maity i *Chakraborty* [119] su predložili primenu PROMETHEE II metode VKA, za izbor alatnog čelika, uzimajući u obzir različite kvalitativne i kvantitativne kriterijume. Preciznije, deset kandidata materijala je rangirano na osnovu devet kriterijuma, koji obuhvataju svojstva, koja utiču na povećanje performansi alatnih čelika. Relativna značajnost kriterijuma određena je na osnovu metode entropije. Autori su odabrali PROMETHEE II metodu, jer je matematički jednostavna, a pruža korektnu podršku inženjerima, u slučaju višekriterijumskog izbora između ponuđenih alatnih čelika. Drugim rečima, prezentovana studija predstavlja jednu vrstu smernice inženjerima, koji se bave konstrukcijom alata i proizvodnim procesima. Primena predložene metode je posebno korisna, kada postoji veliki broj alternativa i kriterijuma, a pored toga, pogodna je i za integraciju sa bazama podataka u interaktivni korisnički sistem za podršku odlučivanju.

U tabeli 10 prikazani su prethodno opisani radovi koji se bave problemom izbora materijala pomoću metoda VKA.

Tabela 10. Taksonomija radova iz oblasti primene metoda VKA za izbor materijala

	Rad	Godina publikovanja	Časopis	Primena	Određivanje težinskih koeficijenata kriterijuma	Metod VKA
1.	[64]	2000	Materials and Design	Zamajac motora	Kombinacija subjektivnih i objektivnih težinskih koeficijenata (metoda Entropije)	TOPSIS
2.	[72]	2006	Materials and Design	Cilindrični toplotni provodnik	Kombinacija subjektivnih i objektivnih težinskih koeficijenata (metoda Entropije)	ELECTRE I; ELECTRE II
3.	[73]	2006	Electrochimica Acta	Bipolarna ploča gorivnih ćelija	-	ELECTRE IV
4.	[74]	2006	Journal of Power Sources	Bipolarna ploča gorivnih ćelija	Kombinacija subjektivnih (Revidirano Simos –ovo pravilo) i objektivnih težinskih koeficijenata (Metod entropije)	TOPSIS
5.	[75]	2007	Materials and Design	Kriogeni rezervoar za čuvanje i transport tečnog azota; Noseća greda krila letelice	MDL	WPM
6.	[76]	2007	Materials and Design	Kaseta za smeštaj prašine kod usisivača	Subjektivni težinski koeficijenti	GRA
7.	[77]	2008	Materials and Design	Lopatice turbine vetrogeneratora	DL	Kombinacija tri poznate metode: CES metode, Adaptirane tehnike analize vrednosti (AVE) i TOPSIS metode
8.	[78]	2008	Materials and Design	Bipolarna ploča gorivnih ćelija; proizvod koji se dizajnira za rad u	AHP	Unapređena VIKOR

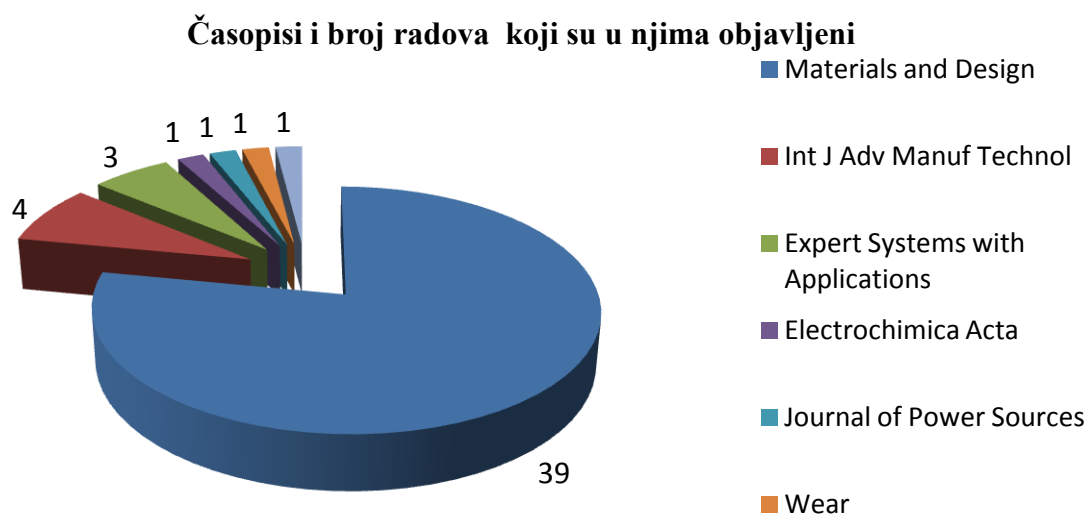
				uslovima visokih temperatura		
9.	[79]	2008	Int J Adv Manuf Technol	Cilindrični toplotni provodnik; Kriogeni rezervoar za čuvanje i transport tečnog azota	AHP	TOPSIS
10.	[80]	2009	Expert Systems with Applications	Hipotetički numerički primer izbora materijala za oslojavanje	Subjektivni težinski koeficijenti (pomoću fazi logike)	TOPSIS
11.	[81]	2009	Materials and Design	Kriogeni rezervoar za čuvanje i transport tečnog azota; Noseća greda krila letelice; Visokobrzinski pomorski brod	MDL	Z-transformacija
12.	[82]	2009	Expert Systems with Applications	Cilindrični toplotni provodnik	Metoda Entropije	TOPSIS; VIKOR; ELECTRE IS; ELECTRE
13.	[84]	2009	Materials and Design	Zamajac motora; Jarbol jedrenjaka	Preuzeti iz prethodnih radova	VIKOR; ELECTRE II
14.	[21]	2010	Materials and Design	Zamajac motora; Jarbol jedrenjaka; Noseća greda krila letelice	Preuzeti iz prethodnih radova	LAM
15.	[85]	2010	Advances in Space Research	Rešetkasti nosači	DL; MDL	Z-transformacija
16.	[86]	2010	Materials and Design	Visokobrzinski pomorski brod; Zamajac motora; Kriogeni rezervoar za čuvanje i transport tečnog azota	Kombinacija subjektivnih i objektivnih (metoda statističke varijanse) težinskih koeficijenata	WSM
17.	[87]	2010	Materials and Design	Materijali za rad u uslovima visokih temperatura; Lopatice turbina vetrogeneratura	-	PSI
18.	[88]	2011	Int J Adv Manuf Technol	Zamajac motora; Jarbol jedrenjaka	-	UTA
19.	[89]	2011	Materials and Design	Fazno promenljivi materijali (PCM)	AHP	TOPSIS
20.	[90]	2011	Materials and Design	Kriogeni rezervoar za čuvanje i transport tečnog azota; Materijal konstruktivnog elementa za rad na visokim	MDL; Metod Entropije	COPRAS; EVAMIX

				temperaturama		
21.	[91]	2011	Materials and Design	Sloj absorbera kod solarnih ćelija, koji se radi na principu tankih filmova	Fazi logika	TOPSIS
22.	[92]	2011	Int J Adv Manuf Technol	PC kućište	Integralni težinski koeficijenti sastavljeni od objektivnih (metoda Entropije) i subjektivnih komponente	TOPSIS
23.	[93]	2011	Materials and Design	Femoralna komponenta proteze veštačkog kolena	Linearna kombinacija subjektivnih težinskih koeficijenata dobijenih pomoću MDL I revidiranog Simos-ovog pravila	Sveobuhvatna VIKOR
24.	[94]	2011	Materials and Design	Femoralna komponenta totalne proteze kuka; Bipolarna ploča gorivnih ćelija; Materijal za rad na visokim temperaturama; Jربول jedrenjaka.	Usvojeni iz prethodnih studija	Sveobuhvatna VIKOR
25.	[95]	2012	Materials and Design	Izolacioni materijal za kablove kompjutera; Kriogeni rezervoar; Zamajac motora	Metoda standardne devijacije	Proširena TOPSIS
26.	[96]	2012	Materials and Design	Otvoreni teretni vagon	DL	WPIM (<i>Weighted Property Index Method</i>)
27.	[97]	2012	Materials and Design	Zamajac motora; Kriogeni rezervoar; Materijal za rad na visokim temperaturama; Jربول jedrenjaka.	Usvojeni iz prethodnih studija	MOORA, RPA, MULTI-MOORA
28.	[98]	2012	Materials and Design	Zupčanik	Metoda Entropije	EXPROM2, COPRAS-G, ORESTE, OCRA
29.	[99]	2012	Materials and Design	Magnetni materijali	Metoda Entropije	TOPSIS VIKOR
30.	[100]	2012	Materials and Design	Materijal komponenti mikro		TOPSIS VIKOR

				elektro-mehaničkih sistema		
31.	[101]	2012	Advances in Space Research	Kućište elektronskih uređaja kod vozila	DL I MDL	DL, MDL, Z-transformacija,
32.	[102]	2012	Materials and Design	Rezni alat	Metoda Entropije	COPRAS-G VIKOR, PROMETHEE, GRA
33.	[103]	2012	Materials and Design	Instrument tabla električnog automobila	Pet osoba pomoću fazi skale	VIKOR
34.	[104]	2013	Materials and Design	Instrument tabla električnog automobila; Zamajac motora	Objektivni (metoda statističke varijanse) i subjektivni (lingvistička ocena pomoću fazi skale)	VIKOR
35.	[105]	2013	Materials and Design	Zaštitna prevlaka površine aluminijuma	HOQ	Sveobuhvatna VIKOR
36.	[106]	2013	Materials and Design	Tvrde prevlake		TOPSIS
37.	[71]	2013	Materials and Design	Amalgamska ispuna zubnog kaviteta; Femoralni deo proteze kuka	Objektivni (metod standardne devijacije) i subjektivni (MDL ili AHP); Inter-korelaciona težina	proširena TOPSIS; Sveobuhvatna VIKOR
38.	[107]	2013	Materials and Design	Femoralni deo proteze kuka; Zupčanik	Iz prethodnih studija	proširena VIKOR za rad sa intervalnim podacima
39.	[108]	2013	Materials and Design	Zupčanik, Otvoreni teretni vagon; Visokobrzinski pomorski brod; Izolacija PC kablova	Iz prethodnih studija	Koncept korisnosti (<i>Utility concept</i>); Funkcija poželjnih odgovora (<i>Desirability function</i>)
40.	[109]	2013	Materials and Design	Prah za sinterovanje kompozita silicijum karbid/aluminijum	AHP	TOPSIS; PSI
41.	[110]	2013	Materials and Design	Poluga ručne kočnice automobila	AHP	AHP
42.	[111]	2013	Materials and Design	Laki nemetalni zupčanici		ANP

43.	[112]	2013	Materials and Design	Košuljica rukavca kliznog ležaja	ANP	PROMETHEE
44.	[113]	2013	Materials and Design	Jarbol jedrenjaka Zamajac motora; Materijal za rad na visokim temperaturama; Otvoreni teretni vagon	QFD - Razvijanje funkcije kvaliteta	-
45.	[114]	2014	Expert Systems with Applications	Cevi od nerđajućeg čelika za rad u industriji šećera	Fazi AHP (FAHP)	TOPSIS; VIKOR; ELECTREE; PROMETHEE
46.	[115]	2014	Materials and Design	Lopaticice gasnih turbina; Noseće grede krila aviona pogonjenog snagom čoveka	QFD; MDL	Z- transformacija
47.	[116]	2014	Materials and Design	Košuljica rukavca kliznog ležaja	DEMATEL + AHP (DANP)	Modifikovana VIKOR
48.	[117]	2014	Materials and Design	Instrument tabla električnog automobila; Ambalaža za pakovanje mlečnih proizvoda		UMLV
49.	[118]	2015	Wear	Frikcioni materijal kočnica sa dodacima nekoliko vrsta nano-čestica		PSI
50.	[119]	2015	Int. J. Adv. Manuf. Technol.	Alatni čelik	Metoda Entropije	PROMETHEE II

Na slici 26 prikazan je broj prethodno opisanih radova koji se bave problemom izbora materijala pomoću metoda VKA po časopisima.



Slika 26. Broj analiziranih radova po časopisima

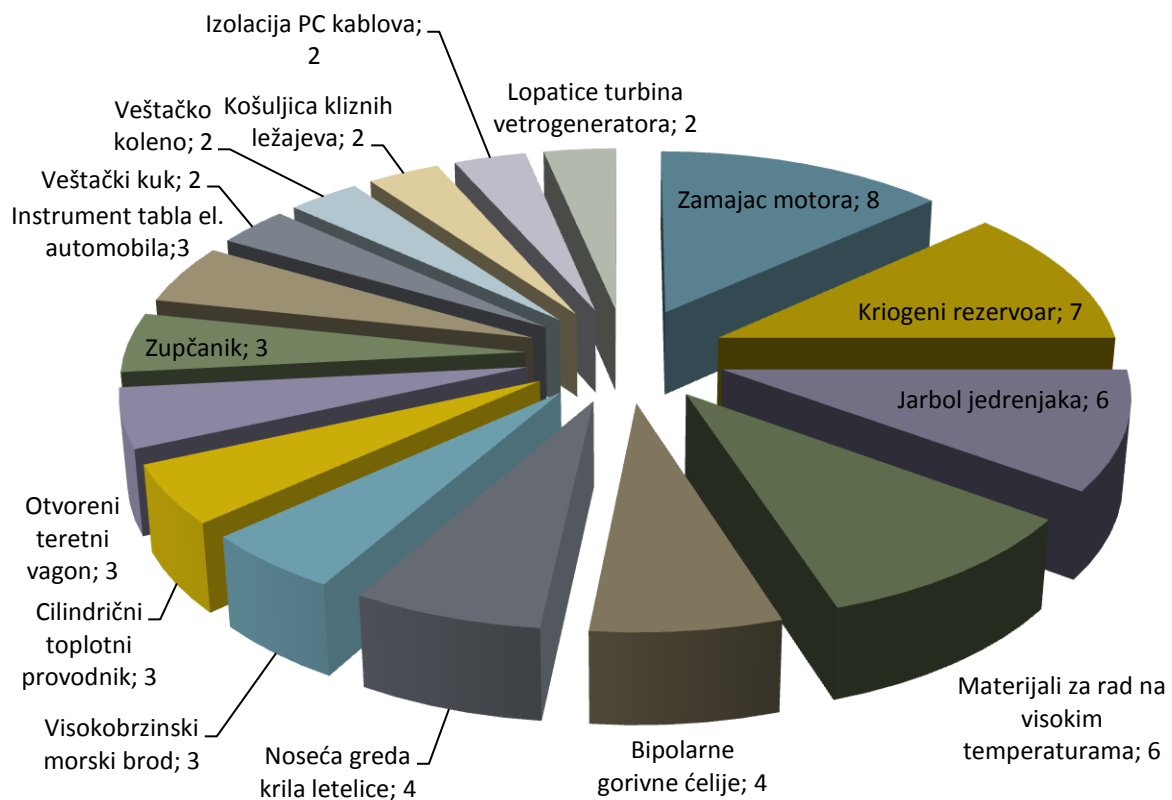
4.4. Nedovoljno istražene oblasti i pravci daljnih istraživanja

Razvoj nauke o materijalima doprineo je nastajanju novih legura, superlegura, kompozitnih i drugih materijala uz tendenciju daljeg rasta. Pored toga, kao rezultati razrade novih načina sinteze materijala i pomaka u tehnologijama sinterovanja, pojavljuju se legure sa superiornim svojstvima, zbog toga nazvane superlegure. Primjenjuju se u oblasti visokih tehnologija i biomedicine, pre svega zbog zahteva u pogledu svojstava materijala, ali i cene. U masi postojećih i novostvorenih materijala, sve teže je naći najprikladniji. Zbog toga, pažljiva analiza zahteva, cilja i ograničenja, mora prethoditi svakom procesu dizajna, kako bi se, na osnovu zahteva dizajna, definisali zahtevi za materijalom. Samo precizno definisani zahtevi mogu dovesti do optimalnog dizajna.

Sa druge strane, informacije o postojećim materijalima moraju biti dostupne, validne i upotrebljive, kako se ne bi izostavio neki materijal sa superiornim svojstvima u odnosu na izabrani. U tom smislu, svakog inženjera, koji se bavi izborom materijala, čeka naporan posao lutanja po bespućima oskudnih baza podataka o dostupnim materijalima, njihovim svojstvima i naročito, cenama. Kako razrešiti probleme na koje se nailazi, i kako izabrati najprikladniji, česta su pitanja svakog inženjera ili konstruktora koji je bio u prilici da odlučuje o izboru materijala, tehnologije i sl. Na taj način, sve je manje prostora za odlučivanje na bazi iskustva, a još manje opravdanja za odlučivanje bez detaljne analize. U takvim okolnostima, neizbežno je oslanjanje na teoriju odlučivanja, naročito na teoriju VKA, kako bi odluke bile ispravne, optimalne, obrazložene i sa minimalnim mogućnostima za propust. Shodno tome, od 2000. godine, sve se

više pojavljuju komercijalno dostupni materijali i počinje ozbiljna primena metoda VKA za izbor materijala različitih namena. Na osnovu te činjenice izveden je opsežan pregled i analiza naučnih radova iz ove oblasti, a rezultati te analize prikazani su u prethodnom poglavlju. Na osnovu analize može se zaključiti da nema mnogo radova na temu izbora materijala primenom metoda VKA i da je ova naučna oblast inženjerstva materijala otvorena za daljna i dublja istraživanja. Posebno je značajna činjenica, da se temom izbora biomaterijala bavi samo nekoliko autora u svega četiri rada (2 studije slučaja o izboru materijala veštačkog kuka i 2 o izboru materijala veštačkog kolena), slike 27 i 28.

Broj radova u kojima su razmatrane studije slučaja izbora materijala

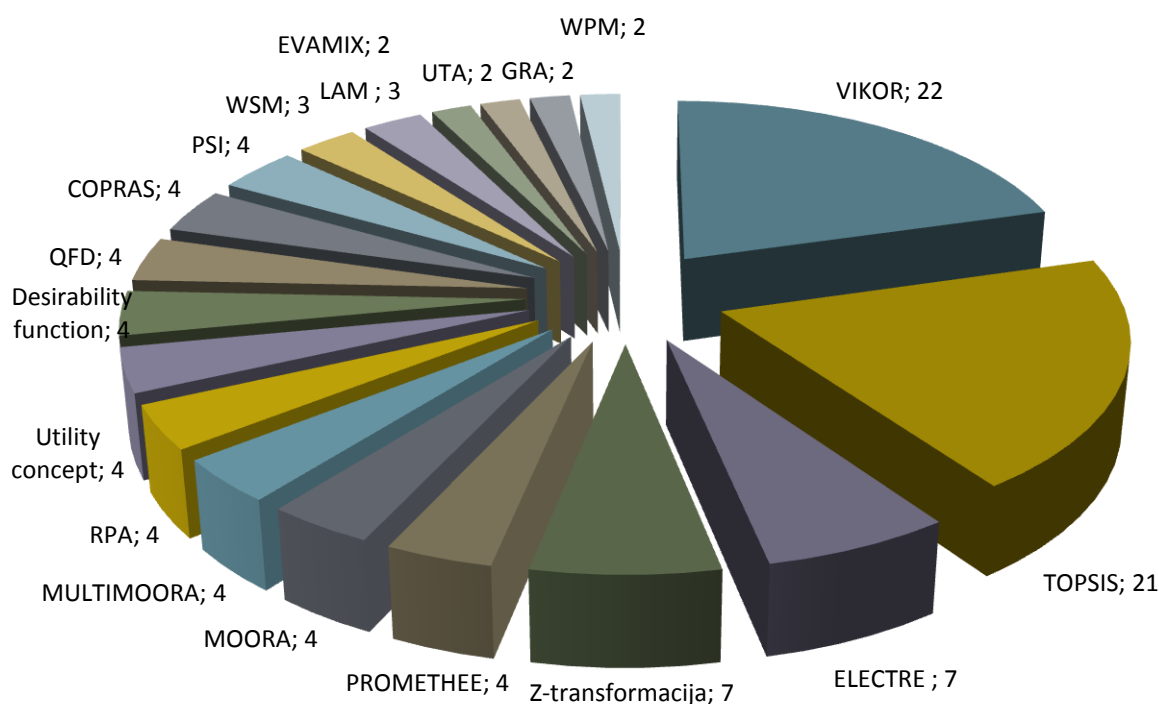


Slika 27. Broj radova u kojima su razmatrani problemi izbora materijala pomoću metoda VKA

Autor ove disertacije se tokom svog naučno-istraživačkog i praktičnog rada ponajviše sretao sa biomaterijalima i ispitivanjima koja su vezana za njih. Problem izrade i potražnje raznih implantata i biomedicinskih uređaja iz dana u dan raste, pa je lako zaključiti da je problem izbora biomaterijala nedovoljno razrađen i istražen. Nasuprot tome, pojavljuje se sve više domaćih i

stranih trgovaca, koji učestvuju na tenderima za nabavku biomedicinskog materijala i uređaja nudeći razne proizvode. Sve je manji broj implantata i uređaja napravljenih od materijala koji su standardima definisani pre više od 20 pa i 30 godina. Iz pomenutih razloga, dodatna istraživanja u ovoj oblasti su, po autorovom mišljenju, neophodna i uvek dobrodošla.

Broj studija slučajeva izbora materijala korišćenim metodama VKO

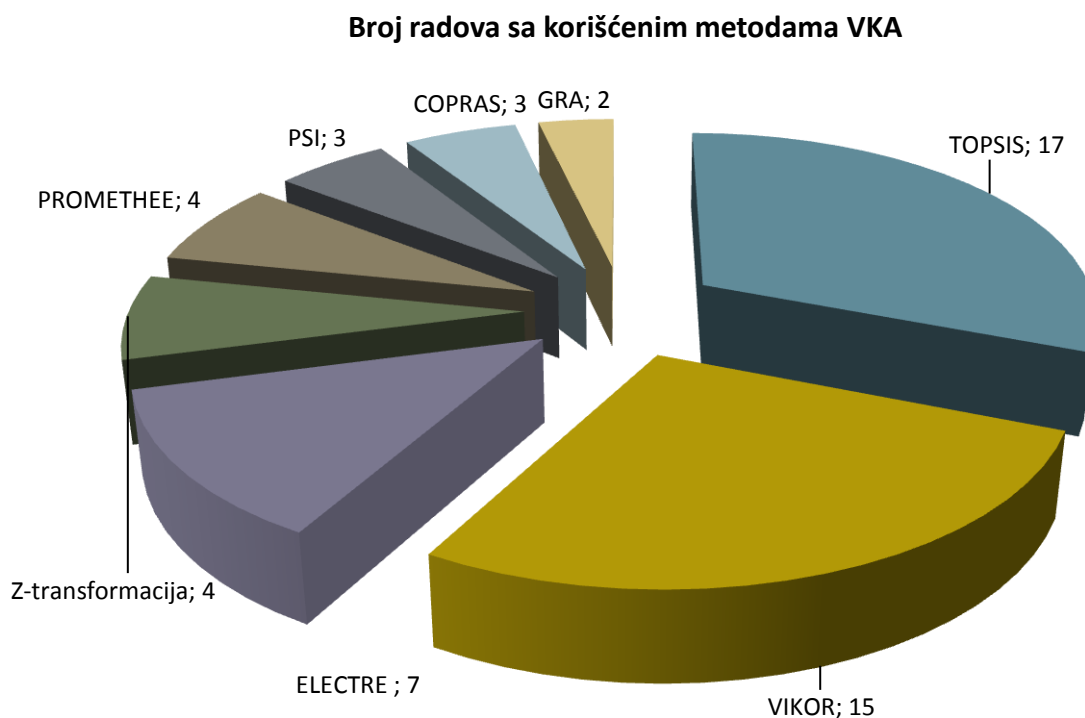


Slika 28. Broj studija slučajeva izbora materijala sa korišćenim metodama VKA

Na osnovu pregleda literature iz ove oblasti, a što je grafički predstavljeno na slikama 28 i 29, kao metode VKA najviše su korišćene TOPSIS i VIKOR metoda. Razlozi za to su opravdani, s obzirom na činjenicu, da su se te metode pokazale pouzdanim u drugim oblastima podrške kod odlučivanja. Pored toga, nisu preterano matematički komplikovane, te su relativno lako primenljive od strane donosioca odluke. Ujedno su jedino pomenute dve metode korišćene za izbor biomaterijala zbog specifičnih zahteva u pogledu ciljanih kriterijuma, dok kod izbora materijala za druge potrebe, uglavnom se koriste prinosni i rashodni kriterijumi. Zbog toga je cilj ove doktorske disertacije bio usmeren na razvoj ili unapređenje bar još jedne metode VKA za ocenu i izbor biomaterijala.

U radovima, koji se bave izborom biomaterijala, korišćen je vrlo mali broj dostupnih metalnih biomaterijala, pri čemu je u jednom od radova bio cilj da se pokaže potencijalna primenljivost poroznih legura Ni-Ti, a u drugom kompozitnih polimera. Kako je primena kompozita i poroznih metalnih biomaterijala još u domenu laboratorijskih ispitivanja, to je njihova primena još uvek pod znakom pitanja. Ova doktorska disertacija ima za cilj da analizira i oceni najbolje metalne biomaterijale, koji su trenutno komercijalno dostupni, za izradu implantata, koji se najviše koriste u ortopedskoj praksi.

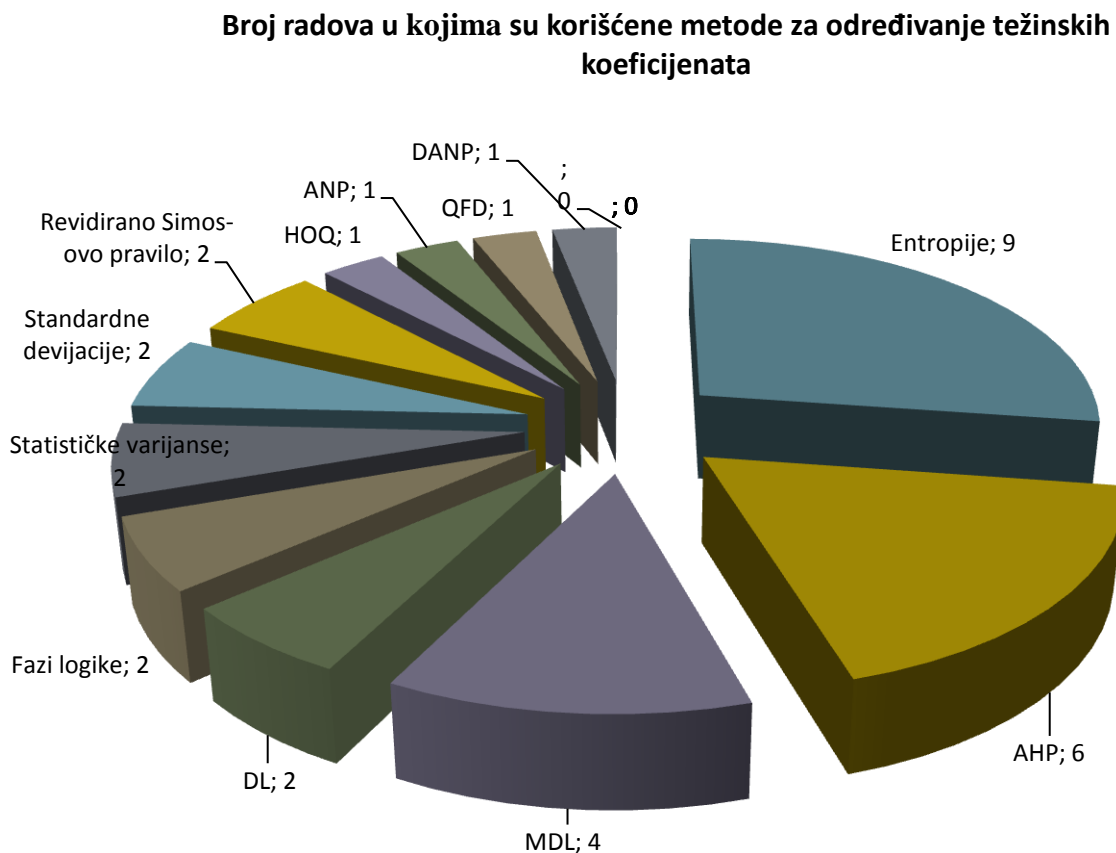
Sledeća praznina u istraživanjima odnosi se na nedovoljno jasne metode određivanja relativnih značajnosti kriterijuma. Stanje dodatno komplikuje to, da se kod izbora biomaterijala javljaju ciljani kriterijumi. U literaturi se najčešće koristi metoda entropije i AHP metoda (slika 30), ali se ne mogu koristiti kod modela odlučivanja sa ciljanim kriterijumima. Dakle, neophodno je razviti metodologiju određivanja relativnih značajnosti kriterijuma, koja bi bila najprikladnija za izbor biomaterijala.



Slika 29. Broj radova sa korišćenim metodama VKA

Konačno, bilo bi korisno za sve buduće istraživače, da se razvijena metodologija izbora biomaterijala sa svim metodama VKA integriše u sistem za podršku odlučivanju, koji bi bio od koristi i drugim istraživačima, odnosno korisnicima. Naravno, takav sistem bi trebalo da bude

univerzalnog karaktera, pa bi se mogao koristiti i za pomoć odlučivanju pri izboru unesenih alternativa sa odabranim kriterijumima.



Slika 30. Broj radova u kojima su korišćene metode za određivanje težinskih koeficijenata kriterijuma

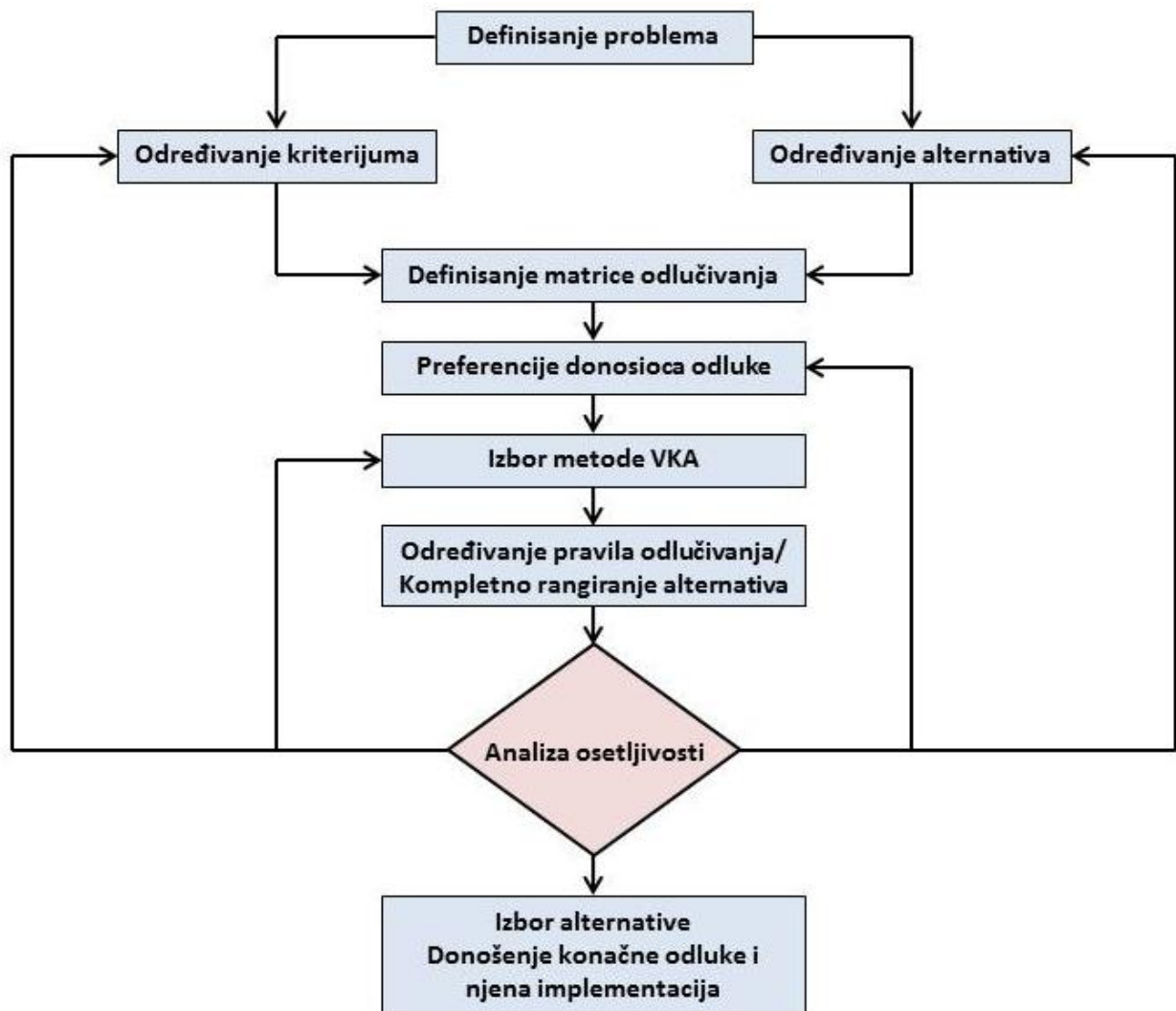
4.5. Proces rešavanja problema višekriterijumske analize

U procesu rešavanja problema VKA definišu se *ciljevi*, biraju *kriterijumi* kojima se meri dostizanje ciljeva, vrši se specifikacija *alternativa*, transformišu se *performanse alternativa* prema različitim kriterijumima tako da imaju istu metriku, dodeljuju se *težinski koeficijenti* kriterijumima kako bi im se odredila relativna značajnost, bira se odgovarajuća *metoda VKA* za rangiranje alternativa i na kraju se određuje *najbolja alternativa* [120, 121].

Procesu rešavanja problema VKA prethodi prepoznavanje, tj. identifikacija samog problema odlučivanja. Identifikacija problema odlučivanja se odnosi na prikupljanje i klasifikaciju podataka, zatim obradu podataka i na kraju interpretaciju prikupljenih i obrađenih podataka, što je preduslov za pravilnu identifikaciju problema. Prvi korak u fazi identifikacije je prikupljanje relevantnih podataka i informacija od strane donosioca odluke iz većeg broja izvora. Glavni cilj je izdvajanje najznačajnijih i najrelevantnijih podataka i informacija koje su od

presudnog značaja za dati problem odlučivanja. Suština ove faze je prikupiti i obraditi podatke tako da se omogući formiranje modela odlučivanja [49].

Nakon identifikacije problema, a nezavisno od primenjene metode VKA, proces rešavanja ovog problema izvodi se u nekoliko etapa. Proces rešavanja problema VKA može se predstaviti sledećim algoritmom koji opisuje ove etape (slika 31).



Slika 31. Koraci u procesu rešavanja problema izbora materijala primenom VKA

Definisanje problema je prvi i najvažniji korak pri izboru materijala primenom VKA, jer od toga, kako se definiše problem, zavisi mogućnost njegovog rešavanja i krajnji ishod. Definisanje problema je složen zadatak koji uključuje sledeće aktivnosti:

- definisanje skupa kriterijuma za evaluaciju alternativa,
- definisanje diskretnog skupa alternativa (materijala), odnosno mogućih izbora,
- na osnovu definisanih kriterijuma i alternativa formira se matrica odlučivanja koja predstavlja osnovu za evaluaciju alternativa.

U drugom koraku donosilac odluke definiše preferencije u pogledu značajnosti izabranih kriterijuma. Ove preferencije su izražene preko težinskih koeficijenata koji se kreću u intervalu od 0 do 1, pri čemu manja vrednost težinskog koeficijenta znači manju relativnu značajnost kriterijuma i obratno. Pritom je suma svih težinskih koeficijenata kriterijuma jednaka 1.

Izbor metode rešavanja i određivanje agregatne (zbirne) funkcije je treći korak u procesu izbora materijala primenom VKA. Donosiocu odluke stoji na raspolaganju veliki broj metoda za VKA. Izbor određene metode nije jednostavan zadatak i zavisi od konkretnog problema odlučivanja koji se rešava i ciljeva koje je postavio donosilac odluke. U principu, što je metoda jednostavnija, to je bolje, međutim, složeni problemi odlučivanja mogu zahtevati primenu složenih metoda. Matematičkim aparatom, koji je karakterističan za svaku metodu, određuje se agregatna funkcija, tzv. pravilo odlučivanja koje pokazuje ukupnu ocenu alternative, koristeći podatke iz inicijalne matrice odlučivanja, kao i preferencije donosioca odluke, izražene kroz težinske koeficijente kriterijuma. Na osnovu ovih funkcija, moguće je izvršiti kompletno rangiranje alternativa.

Stabilnost dobijenog rešenja, odnosno rangiranja alternativa, može se utvrditi u četvrtom koraku postupkom analize osetljivosti. U ovom koraku, donosilac odluke može analizirati da li se sa promenom vrednosti težinskih koeficijenata kriterijuma dolazi do značajne promene u rangovima alternativa. Ukoliko je donosilac odluke potpuno siguran u vezi sa značajnošću kriterijuma, onda se ovaj korak može izostaviti [65].

Poslednji korak je izbor najbolje alternative, tj. "optimalne" alternative. Izbor je jednostavan kada neka alternativa, prema funkciji agregacije, dominira nad ostalim. Međutim, takve situacije su relativno retke, pa se u određenim situacijama kao rešenje problema VKA mogu predložiti dve ili više alternativa. Nakon izbora konačnog rešenja, izabrano rešenje se realizuje, a efekti njegove primene se prate i analiziraju. Većina autora uopšte ne razmatra sprovođenje odluke u sklopu procesa odlučivanja, dok neki autori ovu poslednju fazu smatraju značajnom, ali ne obrazlažu detaljnije samu kontrolu izvršenja odluka [40].

4.6. Pregled postojećih metoda višekriterijumske analize

Metode VKA su razvijene kao matematički alati za pružanje podrške donosiocima odluke, koji učestvuju u procesu rešavanja problema odlučivanja. Zasnovane su na naučnim principima koji omogućuju efektivan i efikasan način određivanja "optimalnog" rešenja. Njihova osnovna karakteristika je da ne predstavljaju automatizovane tehnike, koje dovode do određivanja istog

rešenja u slučaju kada se primenjuju od strane različitih donosilaca odluka, jer njihova primena uključuje subjektivne informacije i preferencije donosilaca odluka [43].

Brojni istraživači i naučnici iz društvenih nauka, operacionih istraživanja i teorije odlučivanja, predložili su veliki broj metoda VKA, počev od intuitivnih, pa sve do sofisticiranih analitičkih metoda za rešavanje problema odlučivanja, predlažući različite načine izbora najbolje alternative iz diskretnog skupa alternativa. Iako VKA kao naučna disciplina ima relativno kratku istoriju, od oko 50 godina, do danas je razvijeno preko 70 različitih metoda, a literatura kontinuirano beleži razvoj novih metoda VKA. Paralelno sa razvojem metoda VKA, raste i broj naučnih i stručnih radova koji se bave primenom metoda VKA za rešavanje različitih problema odlučivanja. Ova ekspanzija je između ostalog rezultat rada velikog broja istraživača iz različitih oblasti, ali i razvoja specifičnih metoda za rešavanje različitih tipova problema koji se javljaju u okviru VKA. Dostupnost gotovih softverskih paketa, *on-line* i *smartphone* aplikacija, učinilo je da metode VKA postanu pristupačnije što je doprinelo sve češćoj njihovoj primeni od strane istraživača i korisnika iz različitih oblasti nauke i privrede [43]. Tako, na primer, Zavadskas i saradnici [122], su 2012. godine predložili metodu WASPAS, čija je efektivnost dobro dokumentovana u literaturi.

Uprkos postojanju velikog broja metoda, ne postoji ona koja se može označiti kao najbolja za rešavanje svih problema u okviru VKA. Međutim, može se reći da su sve metode pogodni alati za rešavanje problema odlučivanja. Generalno, poželjno je da svaka metoda VKA [123]:

- bude transparentna, jednostavna i intuitivna,
- obezbeđuje kompletno rangiranje alternativa,
- omogućava rad sa prihodnim, rashodnim i ciljanim atributima,
- omogućava rad sa kvantitativnim i kvalitativnim podacima,
- bude relativno jednostavna za razumevanje i primenu, sledeći jednostavnu proceduru korak-po-korak,
- ne zahteva ekspertsko znanje iz oblasti operacionih istraživanja i matematike,
- ne zahteva korišćenje specijalizovanih softverskih paketa.

Pored navedenog, da bi određena metoda dobila veću praktičnu primenu, *Polatidis* i saradnici [124] smatraju neophodnim da ona:

1. Omogućava učešće većeg broja donosilaca odluka,
2. Omogućava uzimanje u obzir nepreciznih i neizvesnih informacija i podataka,
3. Ima male zahteve u pogledu potrebnog vremena implementacije i resursa i
4. Obezbeđuje direktnu interpretaciju parametara.

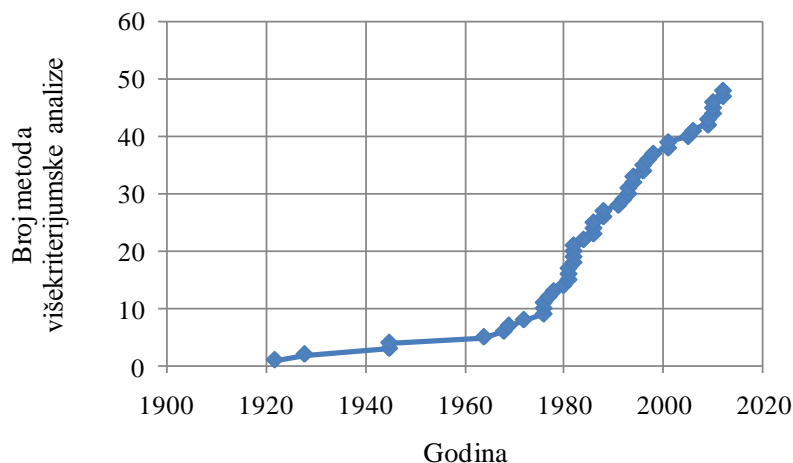
Pregled razvijenih metoda VKA je dat u tabeli 11. Potrebno je reći da je razvijen i veliki broj VKA metoda, kombinovanih sa principima fazi logike kao što su fazi AHP (FAHP), fazi VIKOR (VIKOR-F), fazi COPRAS (COPRAS-F), itd.

Tabela 11. Pregled razvijenih metoda višekriterijumske analize

Akronim	Naziv
AHP	Analytic Hierarchy Process
AIM	Aspiration-level Interactive Method
AIRM	Aggregated Indices Randomization Method
ANP	Analytic Network Process
ARAS	Additive Ratio Assessment
ARGUS	Achieving Respect for Grades by Using ordinal Scales only
AVE	Adapted Value Engineering
COPRAS	Complex Proportional Assessment
DEA	Data envelopment analysis
DEMATEL	DEcision-MAking Trial and Evaluation Laboratory
DM	Dominance method
DRSA	Dominance-based Rough Set Approach
ELECTRE	ELimination Et Choix Traduisant la REalité (ELimination and Choice Expressing REality)
EVAMIX	Evaluation of Mixed Criteria
GRA	Grey Relational Analysis
IDRA	Intercriteria Decision Rule Approach
LAM	Linear Assignment Method
LM	Lexicographic method
MACBETH	Measuring Attractiveness by a Categorical Based Evaluation Technique
MAGIQ	Multi-attribute global inference of quality
MAPPAC	Multicriterion Analysis of Preferences by Means of Pairwise Actions and Criterion Comparisons
MAUT	Multi-attribute utility theory
MAVT	Multi-attribute value theory
Maximin	Maximin
MELCHIOR	Methode d'ELimination et de Choix Includant les relation d'ORDre
Minimax	Minimax
MOORA	Multi-Objective Optimization by Ratio Analysis
MOOSRA	Multi-Objective Optimisation on the basis of Simple Ratio Analysis
OCRA	Operational competitiveness rating analysis
ORESTE	Organization Rangement Et Synthèse de dones relaTionnelles
PACMAN	Passive and active compensability multicriteria analysis
PAPRIKA	Potentially All Pairwise RanKings of all possible Alternatives
PRAGMA	Preference Ranking Global Frequencies in Multicriterion Analysis
PROMETHEE	Preference Ranking Organisation Method for Enrichment Evaluations
PSI	Preference selection index
-	Pugh method
QUALIFLEX	QUALItative FLEXible multiple criteria method
REMBRANDT	Ratio Estimation in Magnitudes or deci-Bells to Rate Alternatives which are Non-dominanted
ROV	Range of Value

RPA	Reference Point Approach
SAW	Simple Additive Weighting (Weighted Sum Method)
SIR	Superiority and Inferiority Ranking
SWARA	Step-Wise Weight Assessment Ratio Analysis
TACTIC	Tratement des Actions Compte Tenu de l'Importance des Crite'res
TOPSIS	Technique for Order of Preference by Similarity to Ideal Solution
UTA	Utility Theory Additive
VIKOR	VIšekriterijumsko KOmpromisno Rangiranje
VIMDA	Visual Interactive Method for Dicrete Alternatives)
WASPAS	Weighted Aggregated Sum Product Assessment
WPM	Weighted Product Method
WUTA	Weighted Utility Additive method

Sa slike 32 može se videti da od 1980. godine kreće nagli razvoj metoda VKA, pri čemu se izdvajaju nekoliko njih, koje su široko prihvaćene u akademskom svetu, ali su takođe prepoznate i kao efikasan alat za rešavanje mnogih realnih problema.



Slika 32. Hronološki pregled metoda višekriterijumske analize

Postojanje velikog broja metoda podrazumeva da donosilac odluke ima veliku mogućnost u pogledu izbora metode za rešavanje problema VKA, ali u isto vreme to može stvoriti nedoumicu kod donosioca odluke u smislu izbora metode. U suštini biranje metode za izbor materijala VKA je samo po sebi neka vrsta problema VKA [125]. Drugim rečima, primena određene metode za izbor najbolje metode VKA vodi do začaranog kruga. Iako se u literaturi mogu naći određene procedure za izbor najbolje metode [126], ne postoji univerzalan skup pravila i procedura koje treba pratiti kako bi se izabrala najbolja metoda za svaki konkretan izbor materijala. Činjenica je da je izbor metode složen zadatak koji donosioci odluka rešavaju na način tako što, u najvećem broju slučajeva, biraju metode u kojima imaju najviše poverenja ili metode koju najbolje poznaju, kako teorijski tako i praktično. Dakle, izbor metode je subjektivan

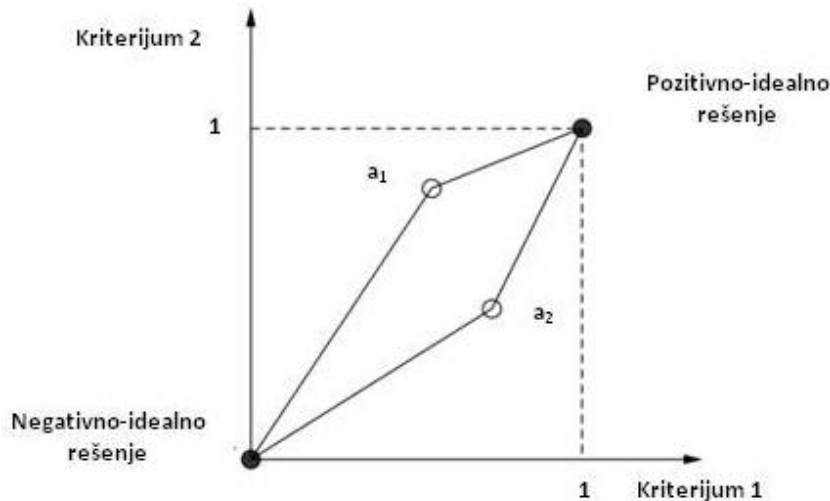
i zavisi od preferencija donosioca odluke. Imajući u vidu i činjenicu da različite metode VKA, pod istovetnim uslovima rešavanja problema (težinski koeficijenti kriterijuma, preferencije donosioca odluke i sl.), mogu u konkretnim slučajevima da daju različite rezultate, istraživači za rešavanje problema VKA često koriste nekoliko metode VKA [98]. Poznavanje većeg broja metoda i same suštine problema su osnovni preduslovi za izbor odgovarajuće, odnosno najbolje metode VKA[127].

4.7. Metode višekriterijumske analize korišćene u disertaciji

4.7.1. Proširena TOPSIS metoda

Metodu TOPSIS razvili su *Hwang* i *Yoon* 1981. godine [126]. Metoda je bazirana na ideji da optimalna alternativa treba da ima najmanje Euklidsko rastojanje od *pozitivno-idealnog* rešenja i najveće od *negativno-idealnog* rešenja. *Pozitivno-idealno* rešenje je hipotetičko rešenje, i za njega sve vrednosti atributa alternativa odgovaraju najpoželjnijim vrednostima atributa u odnosu na sve kriterijume. Sa druge strane, *negativno-idealno* rešenje je takođe hipotetičko, i kod njega sve vrednosti atributa odgovaraju najnepoželjnijim vrednostima atributa u odnosu na sve kriterijume. Prema tome, optimalno rešenje određeno metodom TOPSIS je “najbliže” hipotetički najboljem rešenju, i u isto vreme “najdalje” od hipotetički negativno-idealnog rešenja. Na primer, u slučaju dva maksimizaciona kriterijuma iste relativne značajnosti, alternativa a_1 je na manjem rastojanju od pozitivno-idealnog rešenja i u isto vreme većem rastojanju od negativno-idealnog rešenja u odnosu na alternativu a_2 , slika 33.

Ova metoda je naročito pogodna, kada se želi izbegavanje rizika, jer je za donosioca odluke podjednako važan maksimalni mogući profit, ali i maksimalno moguće izbegavanje rizika, što se postiže maksimalnim udaljavanjem od negativno-idealnog rešenja [128]. Kao što se može zaključiti na osnovu pregleda prethodnih istraživanja u ovoj oblasti, TOPSIS metoda je najčešće korišćena za izbor materijala, zbog svojih superiornih karakteristika [129]. Jedna od tri metode VKA koja je korišćena u ovoj doktorskoj disertaciji je *Proširena TOPSIS metoda* [95], koja je razvijena za izbor materijala na bazi ciljanih vrednosti kriterijuma. U nastavku je detaljno objašnjena procedura primene *Proširene TOPSIS metode*.



Slika 33. Ideja metode TOPSIS

Korak 1: Odrediti cilj i identifikovati relevantne kriterijume za evaluaciju alternativa.

Korak 2: Na osnovu dostupnih informacija o alternativama formirati matricu odlučivanja

X :

$$X = [x_{ij}] = \begin{bmatrix} x_{11} & x_{12} & \dots & x_{1n} \\ x_{21} & x_{22} & \dots & x_{2n} \\ \dots & \dots & \dots & \dots \\ x_{m1} & x_{m2} & \dots & x_{mn} \end{bmatrix} \quad (1)$$

gde x_{ij} predstavlja performansu i -te alternative u odnosu na j -ti kriterijum; m je broj alternativa, a n ukupan broj kriterijuma.

Korak 3: Odrediti normalizovanu matricu odlučivanja, pri čemu se elementi matrice izračunavaju koristeći sledeću jednačinu:

$$r_{ij} = 1 - \frac{|x_{ij} - T_j|}{\text{Max}\{x_{ij}^{\text{max}}, T_j\} - \text{Min}\{x_{ij}^{\text{min}}, T_j\}} \quad (2)$$

gde je T_j najpoželjnija vrednost x_{ij} ili ciljana vrednost j -tog kriterijuma.

Korak 4: Odrediti relativnu značajnost kriterijuma (atributa), tj. vrednosti težinskih koeficijenata

$$\text{kriterijuma } w_j, \text{ pri čemu važi } \sum_{j=1}^n w_j = 1.$$

Korak 5: Odrediti otežanu normalizovanu matricu odlučivanja, množenjem elemenata kolone normalizovane matrice odlučivanja odgovarajućim težinskim koeficijentima. Prema tome, elementi otežane normalizovane matrice odlučivanja se određuju kao:

$$V_{ij} = w_j \cdot r_{ij} \quad (3)$$

Korak 6: Odrediti pozitivno-idealne i negativno-idealne vrednosti atributa u odnosu na svaki kriterijum. Pozitivno-idealne i negativno-idealne vrednosti atributa se mogu predstaviti kao:

$$V_j^+ = \{ \text{Max}_i V_{ij}, \text{ za } i = 1, \dots, m \} \quad (4)$$

$$V_j^- = \{ \text{Min}_i V_{ij}, \text{ za } i = 1, \dots, m \} \quad (5)$$

Korak 7: Izračunati udaljenosti od pozitivno-idealnih i negativno-idealnih vrednosti atributa alternativa u odnosu na sve kriterijume. Udaljenost od pozitivno-idealnog rešenja se određuje jednačinom:

$$D_i^+ = \sqrt{\sum_{j=1}^n (V_{ij} - V_j^+)^2} \quad (6)$$

Udaljenost od negativno-idealnog rešenja se određuje jednačinom:

$$D_i^- = \sqrt{\sum_{j=1}^n (V_{ij} - V_j^-)^2} \quad (7)$$

Korak 8: Odrediti relativnu blizinu alternativa idealnom rešenju C_i kao:

$$C_i = \frac{D_i^-}{D_i^- + D_i^+}, \text{ pri čemu je } 0 \leq C_i \leq 1 \quad (8)$$

Korak 9: Na osnovu vrednosti relativne blizine odrediti kompletno rangiranje alternativa. Vrednosti relativnih blizina se kreću u granicama $[0, 1]$, pri čemu donja granična vrednost odgovara negativno-idealnom rešenju, a gornja granična vrednost odgovara pozitivno-idealnom rešenju.

4.7.2. Proširena WASPAS metoda

Metodu WASPAS razvio je Zavadskas sa saradnicima 2012. godine [122]. U osnovi, ova metoda predstavlja kombinaciju dve dobro poznate metode i to: metode WSM i metode WPM. Ova metoda je uspešno korišćena u ekonomiji [132] za izbor lokacije [133], kod odlučivanja u građevinarstvu [134] i izbor tehnologije [135, 136]. Međutim, njen osnovni nedostatak je nemogućnost rada sa ciljanim kriterijumima, pa zbog toga je neupotrebljiva za izbor biomaterijala.

Da bi se ova metoda koristila za izbor biomaterijala, bilo je neophodno proširenje, tako da i ciljani kriterijumi mogu da se razmatraju. U tom smislu, autor ove disertacije, adaptirao je originalnu WASPAS metodu, i omogućio rad i sa ciljanim kriterijuma [137]. Takva metoda nazvana je *Proširena WASPAS metoda* i u nastavku će biti detaljno objašnjena.

Procedura *Proširene WASPAS metode* sastoji se iz sledećih koraka:

Korak 1: Postaviti matricu odlučivanja, X , prema jednačini (1).

Korak 2: Odrediti najpovoljnije vrednosti za sve kriterijume (najveća vrednost kod prihodnih, najmanja kod rashodnih ili ciljana vrednost za kriterijum j), prema jednačinama (9)-(13).

Korak 3: Odrediti normalizovanu matricu odlučivanja, pri čemu se njeni elementi r_{ij} izračunavaju koristeći sledeće jednačine:

- za **maksimizacione** kriterijume:

$$r_{ij} = \frac{x_{ij}}{\max_i x_{ij}} \quad (9)$$

- za **minimizacione** kriterijume:

$$r_{ij} = \frac{\min_i x_{ij}}{x_{ij}} \quad (10)$$

- za **ciljane** kriterijume:

$$\text{Ako je } T_j < \min_i x_{ij}, \text{ onda je } r_{ij} = 1 - \frac{x_{ij} - T_j}{\max_i x_{ij}} \quad (11)$$

$$\text{Ako je } T_j > \max_i x_{ij}, \text{ onda je } r_{ij} = 1 - \frac{T_j - x_{ij}}{T_j} \quad (12)$$

$$\text{Ako je } \min_i x_{ij} < T_j < \max_i x_{ij}, \text{ onda je } r_{ij} = 1 - \frac{|x_{ij} - T_j|}{\max_i x_{ij} - \min_i x_{ij}} \quad (13)$$

Korak 4: Odrediti relativnu značajnost kriterijuma, tj. vrednosti težinskih koeficijenata kriterijuma pri čemu važi $\sum_{j=1}^n w_j = 1$.

Korak 5: Kod metode WASPAS zbirni kriterijum optimalnosti se određuje na osnovu dva kriterijuma optimalnosti. Prvi kriterijum optimalnosti je kriterijum optimalnosti iz metode WSM.

Kod metode WSM [138], ukupna relativna značajnost i -te alternative se određuje koristeći jednačinu:

$$Q_i^{(1)} = \sum_{j=1}^n r_{ij} w_j \quad (14)$$

gde je w_j težinski koeficijent j -tog kriterijuma.

Korak 6: Drugi kriterijum optimalnosti je kriterijum optimalnosti iz metode WPM [138].

Kod metode WPM ukupna relativna značajnost i -te alternative se određuje koristeći jednačinu:

$$Q_i^{(2)} = \prod_{j=1}^n r_{ij}^{w_j} \quad (15)$$

Korak 7: Zbirni kriterijum optimalnosti se određuje pomoću jednačine [132]:

$$Q_i = 0,5 \cdot Q_i^{(1)} + 0,5 \cdot Q_i^{(2)} = 0,5 \cdot \sum_{j=1}^n r_{ij} w_j + 0,5 \cdot \prod_{j=1}^n r_{ij}^{w_j} \quad (16)$$

Kako bi se povećavala tačnost rangiranja i efektivnost procesa odlučivanja, kod primene metode WASPAS se koristi opštiji oblik jednačine (21) za određivanje ukupne relativne značajnosti i -te alternative [136]:

$$Q_i = \lambda \cdot Q_i^{(1)} + (1 - \lambda) \cdot Q_i^{(2)} = \lambda \cdot \sum_{j=1}^n r_{ij} w_j + (1 - \lambda) \cdot \prod_{j=1}^n r_{ij}^{w_j} \quad (17)$$

$\lambda = 0, 0.1, 0.2, \dots, 1$

Na osnovu vrednosti zbirnog kriterijuma optimalnosti vrši se kompletno rangiranje alternativa. Alternativa koja ima najveću vrednost zbirnog kriterijuma optimalnosti je najbolje rangirana alternativa. Kada je parametar $\lambda = 0$, metoda WASPAS je identična metodi WPM, a kada je $\lambda = 1$, metoda WASPAS je identična metodi WSM.

4.7.3. Sveobuhvatna VIKOR metoda

VIKOR metodu razvio je *Opricović* 1981. godine na bazi ideje kompromisnog rešenja. Ova metoda je razvijena za potrebe višekriterijumske optimizacije kod složenih sistema [128] i ima dosta široku primenu. VIKOR metoda je druga po učestalosti primene za izbor materijala, odmah posle TOPSIS metode. Fokus ove metode je na rangiranju alternativa sa konfliktnim kriterijumima različitih jedinica mere. Naročito je pogodna za probleme odlučivanja gde preovlađuju atributi kvantitativne prirode. Kompromisno rešenje je moguće rešenje, koje je najbliže idealnom, na osnovu usvojene mere rastojanja [49]. *Chang* [130] je prvi razvio *Modifikovanu VIKOR metodu*, kako bi se izbegle numeričke poteškoće u rešavanju problema,

koje se javljaju kod prvobitne VIKOR metode. Kasnije, *Jahan* i saradnici [94] razvili su *Sveobuhvatnu VIKOR metodu*, koja pored modifikovane VIKOR metode ima inoviranu metodu normalizacije, tako da se i ciljani kriterijumi mogu uzeti u razmatranje. U produžetku je detaljno opisana procedura *Sveobuhvatne VIKOR metode*.

Korak 1: Odrediti cilj i identifikovati relevantne kriterijume za evaluaciju alternativa.

Korak 2: Na osnovu dostupnih informacija o alternativama postaviti matricu odlučivanja X , prema jednačini (1).

Korak 3: Odrediti najpovoljnije vrednosti za sve kriterijume (najveća vrednost kod maksimizacionog, najmanja kod minimizacionog ili ciljana vrednost za kriterijum j):

$$T = \{T_1, T_2, T_3, \dots, T_j, \dots, T_n\} = \text{najpoželjniji element } x_{ij} \text{ ili ciljana vrednost} \quad (18)$$

za kriterijum j

gde x_{ij} predstavlja performansu i -te alternative u odnosu na j -ti kriterijum; m je broj alternativa, a n ukupan broj kriterijuma.

Korak 4: Odrediti relativnu značajnost kriterijuma, tj. vrednosti težinskih koeficijenata kriterijuma pri čemu važi $\sum_{j=1}^n w_j = 1$.

Korak 5: Izračunati vrednosti metrika S_i i R_i koristeći jednačine (10) i (11):

$$S_i = \sum_{j=1}^n w_j (1 - e^{-A_j}) \quad (19)$$

$$R_i = \max_j [w_j (1 - e^{-A_j})] \quad (20)$$

$$\text{gde je: } A_j = \begin{cases} 1 & \text{Ako element } j\text{-tog kriterijuma} \\ & \in [0,1] \\ \max\{x_j^{\max}, T_j\} - \min\{x_j^{\min}, T_j\} & \text{Ostalo} \end{cases}$$

x_j^{\max} je maksimalni, x_j^{\min} je minimalni element j -tog kriterijuma, a w_j predstavlja težinu (relativnu značajnost) j -tog kriterijuma. S_i predstavlja meru odstupanja, kojom se izražava zahtev za maksimizaciju grupne korisnosti. R_i predstavlja meru odstupanja, kojom se izražava zahtev za minimizaciju maksimalnog rastojanja alternative od idealne.

Korak 6: Izračunati vrednosti ukupnog indeksa rangiranja alternativa P_i koristeći jednačinu (12):

$$P_i = \begin{cases} \left[\frac{R_i - R^-}{R^+ - R^-} \right] & \text{ako je } S^+ = S^- \\ \left[\frac{S_i - S^-}{S^+ - S^-} \right] & \text{ako je } R^+ = R^- \\ \left[\frac{S_i - S^-}{S^+ - S^-} \right] \nu + \left[\frac{R_i - R^-}{R^+ - R^-} \right] (1 - \nu) & \text{Ostalo} \end{cases} \quad (21)$$

gde je: $S^- = \text{Min } S_i$, $S^+ = \text{Max } S_i$, $R^- = \text{Min } R_i$, $R^+ = \text{Max } R_i$, ν - težina strategija zadovoljenja većine kriterijuma. Vrednost parametra ν nalazi se u intervalu $[0, 1]$, a najčešće se uzima da je $\nu = 0,5$.

Izračunavanjem vrednosti P_i za svaku alternativu određuje se treća nezavisna rang-lista alternativa, koja se zove kompromisna rang-lista. Iz jednačine (12) sledi da je veličina P_i linearna kombinacija metrika S_i i R_i , što znači da se kompromisna rang-lista može smatrati linearnom kombinacijom rang-lista dobijenih na osnovu metrika S_i i R_i [40].

Korak 7: Izvršiti tri rangiranja alternativa na osnovu vrednosti S_i , R_i i P_i . Najbolja alternativa, rangirana prema kompromisnoj rang-listi je ona koja ima najmanju vrednost P_i .

Korak 8: Predložiti, kao kompromisno rešenje, alternativu $A^{(1)}$, koja je najbolje rangirana prema kompromisnoj rang-listi (najmanja vrednost za P_i), ako su ispunjena sledeća dva uslova [40, 131]:

Uslov 1: "Dovoljna prednost" nad alternativom sa sledeće pozicije. Naime, alternativa $A^{(1)}$ ima dovoljnu prednost nad alternativom sa sledeće pozicije $A^{(2)}$, ako je ispunjen uslov:

$$P(A^{(2)}) - P(A^{(1)}) \geq \frac{1}{m-1} \quad (22)$$

gde je m broj alternativa.

Uslov 2: "Dovoljna stabilnost" prve pozicije alternative. Alternativa $A^{(1)}$ na kompromisnoj rang-listi ima "dovoljno stabilnu" poziciju ako ima prvu poziciju na rang-listi prema S_i ili prema R_i .

Ukoliko nije ispunjen neki od uslova, predlaže se skup kompromisnih rešenja i to:

- Ako nije ispunjen samo uslov dovoljne stabilnosti (Uslov 2), onda su alternative $A^{(1)}$ i $A^{(2)}$ najbolje rangirane i ravnopravne.
- Ako prva alternativa sa kompromisne rang liste ne ispunjava uslove dovoljne stabilnosti i prednosti (Uslov 1 i 2), predlaže se skup kompromisnih rešenja, koji se sastoji od alternativa $A^{(1)}$, $A^{(2)}$, ..., $A^{(p)}$. Alternativa $A^{(p)}$ se određuje na osnovu relacije: $P(A^{(p)}) - P(A^{(1)}) \approx \frac{1}{m-1}$.

4.8. Metodologija određivanja težinskih koeficijenata kriterijuma koja je korišćena u disertaciji

Realni problemi VKA najčešće nemaju kriterijume jednake značajnosti. U skladu sa tim, pri rešavanju problema odlučivanja nameće se potreba da donosilac odluke odredi stepen značajnosti svakog kriterijuma. Kod modela VKA to se postiže dodeljivanjem odgovarajućih težinskih koeficijenata svakom kriterijumu, pri čemu je suma težinskih koeficijenata kriterijuma jednaka 1 [49].

Određivanje težinskih koeficijenata kriterijuma predstavlja jedan od ključnih problema koji se javlja u modelima VKA [139]. Definisane težinskih koeficijenata kriterijuma nije jednostavan zadatak, i u suštini, zavisi od subjektivnih stavova donosioca odluke [40]. U zavisnosti od metode rešavanja problema VKA, menja se i uticaj težinskih koeficijenata na dobijeno rešenje; čak i mala promena njihovih vrednosti može dovesti do promene u rangju alternativa [49]. Težinski koeficijenti kriterijuma u nekim metodama imaju odlučujući uticaj na dobijeno rešenje. Može se desiti da određene vrednosti težinskih koeficijenata kriterijuma ne obezbeđuju “*dobro rešenje*”, te je potrebno analizirati kako se rešenje ponaša u zavisnosti od mogućih realnih različitih vrednosti težinskih koeficijenata kriterijuma [40].

Određivanje težinskih koeficijenata kriterijuma je neophodan korak kod primene skoro svih metoda VKA. U konkretnom slučaju, gde se metode VKA koriste za izbor materijala, potrebno je nekako proceniti relativnu značajnost svakog svojstva materijala, koje je uzeto kao kriterijum za izbor. Zbog toga je jasno, da određivanje težinskih koeficijenata atributa ima značajnu ulogu za pravilno rangiranje alternativa materijala [140]. Metode za određivanje težinskih koeficijenata kriterijuma mogu se svrstati u tri grupe:

- **Subjektivne** – kod njih donosilac odluke ocenjuje značajnost kriterijuma;

- **Objektivne** – kod njih donosilac odluke nema uticaja na određivanje značajnosti kriterijuma;
- **Kombinovane** – nastaju kao kombinacija (najčešće linearna) subjektivnih i objektivnih.

Subjektivni pristupi određuju težinske koeficijente kriterijuma na osnovu informacija dobijenih od donosioca odluke ili od eksperata uključenih u proces odlučivanja. Ovakav pristup odražava subjektivno mišljenje i intuiciju donosioca odluke, i time donosilac odluke direktno utiče na rezultat procesa odlučivanja. Objektivni pristupi određuju težinske koeficijente kriterijuma na osnovu informacija sadržanih u matrici odlučivanja primenom određenih matematičkih metoda. Prema tome, objektivni pristupi zanemaruju mišljenje donosioca odluke [139].

Ponekad težinski koeficijenti kriterijuma, koji su određeni objektivnim metodama, nisu u skladu sa subjektivnim ocenama donosioca odluke. S druge strane, mišljenje donosilaca odluka zavisi od njihovog znanja i iskustva, te su greške u subjektivnim ocenama skoro neizbežne. Stoga, nijedan od ova dva pristupa nije savršen, pa se kombinovana metoda često smatra najpogodnijom za određivanje težinskih koeficijenata kriterijuma. Kombinovana metoda je posebno značajna kod problema izbora biomaterijala gde postoje brojne alternative, a kriterijumi nisu potpuno nezavisni jedan od drugog, čime se unapređuju postojeće metode VKA za izbor materijala [141].

U okviru disertacije predložena je kombinovana metoda određivanja težinskih koeficijenata kriterijuma, kao linearna kombinacija subjektivnih i objektivnih za taj kriterijum:

$$w_j = \eta \cdot w_j^S + (1 - \eta) \cdot w_j^O, \\ j = 1, \dots, n, \quad (23) \\ \eta - \text{stepen sigurnosti donosioca odluke, } 0 \leq \eta \leq 1$$

Uveden je pojam *stepena sigurnosti donosioca odluke* (η) i on predstavlja meru poverenja donosioca odluke za sračunate subjektivne težinske koeficijente kriterijuma. Ukoliko je problem u potpunosti poznat, zna se koji od kriterijuma je najbitniji, a koji najmanje bitan; tada se može uzeti da je stepen sigurnosti donosioca odluke jednak 1. Na taj način, kombinovani težinski koeficijenti kriterijuma svode se samo na subjektivne. Za obrnut slučaj, kada je problem izbora materijala potpuno nov i nepoznat, mora se uzeti da je $\eta=0$; na taj način kombinovani težinski koeficijenti kriterijuma svode se samo na objektivne. U praksi je najčešće slučaj, da donosilac odluke nikada nije u potpunosti siguran koji su kriterijumi najbitniji, tako da je potrebno računati kombinovane težinske koeficijente kriterijuma, uz pomenuta matematička ograničenja i pretpostavljeno η .

4.8.1. Određivanje objektivnih težinskih koeficijenata kriterijuma

U dostupnoj literaturi se mogu naći više metoda za određivanje objektivnih težinskih koeficijenata kriterijuma. Na osnovu analize radova iz oblasti izbora materijala metodama VKA, zaključeno je da je za izbor materijala sa ciljanim kriterijumima najpogodnija metoda standardne devijacije, mada je manje precizna u odnosu na metodu entropije [95]. Težinski koeficijenti kriterijuma određuju se u tri koraka [71]:

Korak 1: Određivanje normalizovane matrice odlučivanja i računanje srednje vrednost atributa alternativa u odnosu na j -ti kriterijum \bar{r}_{ij} , po sledećoj formuli:

$$\bar{r}_{ij} = \frac{\sum_{i=1}^m r_{ij}}{m}, j = 1, \dots, n \quad (24)$$

Korak 2: Računanje σ_j - standardne devijacije atributa alternativa po kriterijumu j po formuli:

$$\sigma_j = \sqrt{\frac{\sum_{i=1}^m (r_{ij} - \bar{r}_{ij})^2}{m}}, j = 1, \dots, n \quad (25)$$

Korak 3: Objektivni težinski koeficijenti kriterijuma određuju se prema formuli:

$$w_j^o = \frac{\sigma_j}{\sum_{j=1}^n \sigma_j}, j = 1, \dots, n \quad (26)$$

4.8.2. Određivanje subjektivnih težinskih koeficijenata kriterijuma

Određivanje subjektivnih težinskih koeficijenata kriterijuma moguće je primenom metode DL, pri čemu se u isto vreme uzimaju u obzir samo dva kriterijuma, a odluke su tipa “da” ili “ne”. U poređenju dva kriterijuma, važnijem kriterijumu se dodeljuje numerička vrednost 1, a manje važnom vrednost 0 [142]. Ukupan broj mogućih odluka je $N=n \cdot (n-1)/2$, gde je n broj kriterijuma koji se razmatra.

Da bi se povećala preciznost odluka u pristupu zasnovanom na DL, ocene “da” ili “ne” su modifikovane dodeljivanjem gradacijskih ocena od 1 do 3 - MDL. Numerička vrednost 2 označava da ne postoji razlika u značajnosti kriterijuma parova koji se upoređuju, vrednost 3 dodeljuje se značajnijem kriterijumu, dok se manje značajnijem kriterijumu parova dodeljuje vrednost 1 [142]. Na ovaj način, svojstvo najmanje značajnosti ostaje na listi za izbor, što je ujedno i glavna prednost ove metode u odnosu na metodu DL. Nakon što se izvrši poređenje po

svim parovima i dodele binarne vrednosti, rezultati se tabelarno sumiraju, kao što je prikazano u tabeli 12. Zatim, se za svaki kriterijum vrši sumiranje pozitivnih odluka, a odgovarajući težinski koeficijent se dobija deljenjem ove sume sa ukupnim brojem mogućih odluka, koji je jednak $2n(n-1)$ [75]. I u ovom slučaju važi da je zbir težinskih koeficijenata jednak 1.

Tabela 12. Algoritam računanja težinskih koeficijenata kriterijuma po MDL metodi

	1	2	...	n-2	n-1	...	n(n-1)/2	Broj pozitivnih odluka po kriterijumu	Težinski koeficijent kriterijuma
Kriterijum 1	3	2	...	2	3	...		$\sum C_1$	$w_1 = \sum C_1 / (2n(n-1))$
Kriterijum 2	1			$\sum C_2$	$w_2 = \sum C_2 / (2n(n-1))$
Kriterijum 3		2		$\sum C_3$	$w_3 = \sum C_3 / (2n(n-1))$
...
Kriterijum n-1			...	2		...	2	$\sum C_{n-1}$	$w_{n-1} = \sum C_{n-1} / (2n(n-1))$
Kriterijum n			...		1	...	2	$\sum C_n$	$w_n = \sum C_n / (2n(n-1))$
								$\sum_{j=1}^n C_j = 2n(n-1)$	$\sum_{j=1}^n w_j = 1$

4.9. Određivanje zbirnog ranga alternativa kod složenih problema izbora materijala

Rezultat primene metoda VKA, koji treba da pomogne donosiocu odluke predstavlja rang listu razmatranih alternativa (materijala). Primena različitih metoda, dovodi neminovno i do različitih rezultata uz razumljiva izvesna poklapanja. Pošto u realnim uslovima donošenja odluka nije moguće govoriti o *a priori* najboljoj rang listi alternativa, to je neophodno da se rezultati dobijeni pomoću različitih metoda uporede međusobno i izvrši sinteza rang liste. Za rešavanje problema konflikta rangova, u literaturi se najviše sreću tzv. agregacione metode. Kod primene ovih metoda, donošenje odluke se bazira na agregaciji rangova koji su dobijeni primenom nekoliko metoda i to onih metoda koje imaju najveće Spearman-ove koeficijente korelacije. Agregacione metode su detaljno objašnjene u literaturi [19, 143]. Jedan od najjednostavnijih načina izbora alternativa je metoda "većine glasova" čija se primena često sreće u literaturi [144].

4.9.1. Upoređenje rešenja dobijenih primenom različitih metoda višekriterijumske analize

Glavni problem u analizi dobijenih rezultata primenom različitih metoda VKA je mala veličina uzorka koja limitira upotrebu statističkih tehnika. Kako bi se utvrdila primenljivost i pogodnost određene metode VKA za rešavanje konkretnog problema odlučivanja, dobijena rešenja se najčešće upoređuju koristeći *Spearman*-ov i/ili *Kendall*-ov koeficijent korelacije. Razlog tome je opravdan i jednostavan: radi se o korelaciji pojava čija se obeležja ne mogu meriti brojačno. Pored ove dve metode, u nekim analizama utvrđuje se stepen saglasnosti između tri najbolje rangirane alternative ili računaju procentualni broj rangova koji se podudaraju [49].

4.9.2. Spearman-ov koeficijent korelacije

Korišćenje *Spearman*-ovog koeficijenta korelacije (φ_S) omogućava kvantifikovanje stepena korelacije dva skupa rangova. Ovaj koeficijent uzima u obzir sumu kvadrata devijacija (razlika) D_a između različitih rangova. Ako su U_a i V_a rangovi alternative a koji su određeni primenom dve različite metode, *Spearman*-ov koeficijent korelacije se izračunava primenom jednačine [145]:

$$\varphi_S = 1 - \frac{6 \cdot \sum_{i=1}^n D_a^2}{n \cdot (n^2 - 1)} \quad (27)$$

pri čemu je $D_a = U_a - V_a$, a n je broj alternativa.

Vrednosti *Spearman*-ovog koeficijenta korelacije se nalaze u granicama $[-1,1]$. Kada se vrednost približava 1, tada su dva skupa rangova slični tj. nalaze se u korelaciji; kada je vrednost manja od 0 i približava se -1, rangovi su obrnuti, odnosno negativno korelisani. U slučaju kada je *Spearman*-ov koeficijent korelacije jednak 0, može se zaključiti da ne postoji slaganje između rangova koji su dobijeni primenom različitih metoda VKA.

4.9.3. Kendall-ov koeficijent korelacije

Kendall-ov koeficijent korelacije (φ_K) se koristi za merenje stepena korelacije rangova u slučaju kada je dati problem odlučivanja rešavan pomoću tri ili više metoda VKA. *Kendall*-ov koeficijent korelacije se izračunava primenom jednačine [49]:

$$\varphi_K = \frac{12 \cdot \sum_k R_j^2}{k^2 \cdot m \cdot (m^2 - 1)} - \frac{3 \cdot (m+1)}{m-1} \quad (28)$$

gde je R_j zbir rangova za svaku alternativu, m broj alternativa koje se rangiraju i k broj primenjenih metoda na osnovu kojih je izvršeno rangiranje alternativa.

Kendall-ov koeficijent korelacije može imati vrednosti u opsegu od 0 do 1. Kada postoji potpuno slaganje svih skupova rangova, tada *Kendall-ov* koeficijent korelacije ima vrednost 1. Suprotno, kada je *Kendall-ov* koeficijent korelacije jednak 0, tada ne postoji bilo kakvo slaganje u rangiranju koje je određeno primenom različitih metoda.

Kendall-ov koeficijent korelacije se može shvatiti kao funkcija prosečnog *Spearman-ovog* koeficijenta korelacije svih mogućih parova rangova dobijenih primenom različitih metoda. Veza između *Spearman-ovog* i *Kendall-ovog* koeficijenta korelacije data je jednačinom [49]:

$$\varphi_K = \frac{k \cdot \varphi_S - 1}{k - 1} \quad (29)$$

5. BIOMATERIJALI

5.1. Istorijski aspekti i značaj razvoja biomaterijala

Evolucija ljudske civilizacije doprinela je razvoju biomaterijala, čiji je cilj produženje i poboljšanje kvaliteta života. Pre više od 1000 godina, zlato i železo su bili korišćeni za razne stomatološke aplikacije, dok se srebro u različitim oblicima koristilo kao antimikrobni agens za sprečavanje infekcija. Pored toga, različite vrste hirurških procedura mogu se naći u ranoj fazi civilizacije. Međutim, verovatno najznačajniji razvoj u oblasti biomaterijala dogodio se u XX veku [146]. Zbog toga je početak XXI veka obeležen interdisciplinarnim i multidisciplinarnim radom istraživača u biomedicinskim istraživanjima, gde se udružuju aktivnosti lekara, biologa, genetičara i biohemičara, s jedne strane, i biofizičara i inženjera, s druge strane - sa ciljem dubljeg razumevanja zdravlja i bolesti, kao i primene ovih saznanja u biomedicinskoj praksi, koja je izuzetno važna u svakodnevnom životu ljudi [147].

Oblast biomaterijala (biomedicinskih materijala) suviše je mlada za neku istoriju u formalnom smislu. Međutim, na početku XX veka metalne pločice su se koristile za fiksaciju preloma dugih kostiju, a u cilju bržeg i funkcionalnijeg zarastanja. U isto vreme, plastika i drugi veštački materijali postali su značajno dostupniji, pa je njihova laka proizvodnja dovela do mnogih eksperimenata implantacije, mada je većina njih, u svetlu savremenog shvatanja toksikologije upotrebljenih materijala, bila osuđena na neuspeh [148]. Veštački zglobovi poboljšali su kvalitet života miliona ljudi tokom proteklih 60 godina, bioresorbilni konac pojednostavljuje hirurške intervencije, a različiti kardiovaskularni uređaji spasili su milione života. Pojava inženjeringa tkiva i regeneracija organa danas pomera granice u nauci, a očekuju se mnogi značajni rezultati i otkrića u XXI stoleću. U tom smislu, potrebno je simultano raditi na inženjerskom dizajnu, razvoju i izboru odgovarajućih materijala i karakterizaciji uređaja. Osim toga, važno je da se sprovedu odgovarajuća pretklinička i klinička ispitivanja, razvijaju standardi i regulatorna odobrenja, kako bi došlo do značajne komercijalizacije biomedicinskih uređaja.

Civilizacijski razvoj i primena savremenih procedura i metoda lečenja, značajno su doprineli boljem i dužem životnom veku. Osim toga, životni vek ljudi se povećava, dok stopa fertiliteta opada, stvarajući nove izazove u zdravstvenoj zaštiti populacije, sve starije životne dobi [149]. Prema procenama, SAD će do 2050. godine imati 20 % stanovništva iznad 65 godina starosti. Prema istim procenama, procentualni udeo ove populacije do 2050. godine u Evropi bi mogao dostići blizu 30 %, dok bi u Japanu mogao biti skoro 40 %, kao što je prikazano u tabeli 13 [150]. Osim bolesti kod starije populacije, razne sportske povrede i traume često zahtevaju

korišćenje implantata zbog preloma ili izgubljenog dela tela. Zbog toga se, s razlogom, može očekivati povećanje potreba za različitim medicinskim intervencijama i korišćenjem biomedicinskih implantata.

Tabela 13. Procenat populacije preko 65 godina starosti

Region	Godina		
	1950.	2000.	2050.
Svet	5,2	6,8	16,2
SAD	8,3	12,4	21,6
Evropa	8,2	14,8	27,4
Japan	4,9	17,2	37,8

Teško je odrediti tačno poreklo termina biomaterijali, mada se on učvrstio tokom ranih simpozijuma o biomaterijalima na *Klemson iniverzitetu* kasnih 1960-ih, čiji su naučni uspesi 1975. godine, doveli do formiranja *Društva za biomaterijale* [148]. Razvoj oblasti biomaterijala i Društva za biomaterijale blisko su povezani, kroz organizovana istraživanja specijalista iz oblasti medicine, biologije i tehnologije materijala, uz primenu biomaterijala sa specifičnim zahtevima. Danas postoje mnoga univerzitetska odeljenja i nastavni programi posvećeni biomaterijalima, kao i centri za istraživanje i inženjering biomaterijala. Paralelno sa istraživanjima i edukacijom, razvilo se na hiljade kompanija za implementaciju biomaterijala u biomedicinske naprave, lekove i pribor [147].

5.2. Definicija, klasifikacija i primena biomaterijala

Biomaterijali predstavljaju posebnu klasu materijala, koja se koristi u medicini i stomatologiji za zamenu ili nadoknadu strukturnih komponenti ljudskog organizma, kako bi se nadomestila oštećenja do kojih dolazi zbog starenja, bolesti ili nesrećnih slučajeva. Oni su od posebnog društvenog interesa, jer se široko koriste da fiksiraju ili zamene bolesne i oštećene delove ljudskih organa, kao što su kosti, zglobovi, zubi, srčani zalisci, arterije, oči i koža. Definišu se kao bilo koja materija (izuzimajući lek) ili kombinacija materija, sintetičkog ili prirodnog porekla, koja se može koristiti za bilo koji period vremena, u celini ili kao deo sistema za tretiranje, imitiranje ili zamenu bilo kojeg oštećenja tkiva, organa ili funkcije organa koja su nastala kao posledica bolesti ili povrede [151]. S druge strane, termin „*biomedicinski materijal*“ se koristi da predstavi komponentu bilo kog biomedicinskog uređaja sa ili bez intimnog kontakta sa živim tkivom, dok se termin „*biomaterijali*“ koristi u naučnoj zajednici, da opiše biomaterijale koji se koriste samo u bliskom kontaktu sa živim tkivom [152]. Drugim rečima, biomaterijali su

implantirani biomedicinski materijali. Najznačajniji faktor koji izdvaja biomaterijale od bilo kog drugog materijala je njihova sposobnost da budu postojani u kontaktu sa tkivima ljudskog tela bez izazivanja neprihvatljivog stepena reakcije/štete na telu, tj. biomaterijal mora biti biokompatibilan.

Biomaterijali, kao i ostali materijali, mogu se svrstati u različite grupe, na osnovu njihove kristalne strukture, atomskih i molekulskih veza, kao i makrostrukture. Ovi materijali mogu biti prirodni ili sintetički, dok se na osnovu njihove makrostrukture biomaterijali mogu podeliti na guste i porozne (šupljikave). Biomaterijali se generalno mogu podeliti u tri osnovne grupe: metali, polimeri i keramika. Na slici 34 ilustrovana je opšta primena pomenutih grupa biomaterijala [146].



Slika 34. Oblasti primene različitih grupa biomaterijala

Biomaterijali obuhvataju široku klasu materijala za primenu u medicini i stomatologiji, kao što je navedeno u tabeli 14 [147, 153]: metalne, keramičke i staklaste biomaterijale, ekonomične i skuplje nedegradabilne sintetičke polimere, kompozitne biomaterijale, biodegradabilne polimere, bioderivativne polimere i tkiva, kao i pasivne i bioaktivne prevlake.

Tabela 14. Pregled biomaterijala i njihovih primena

Biomaterijal	Primena
Metalni biomaterijali	
Nerđajući čelik AISI 316L	Fiksiranje preloma kosti, zamena zglobova, srčani zalisci, ortopedska žica i implantati
Titan i njegove legure	Zamena zglobova, zubne proteze i implantati, koronarni stentovi, ortopedska žica
Legura kobalta i hroma	Osovine zglobnih implantata, fiksiranje preloma kosti, matrice srčanih zalistaka
Legure nikla i titana	Ortopedska žica
Keramike i biostaklo	
Oksidi aluminijuma, kalcijuma i fosfora	Degradabilni punioci kosti, stimulatori koštanog rasta
Biostaklo	Bioaktivno P-Ca staklo, ortopedske prevlake
Staklaste keramike	Inkapsulacija implatabilne medicinske elektronike
Kompaktni oksid aluminijuma (Al_2O_3)	Kugla veštačkog kuka, kohlearni implantati
Hidroksiapatiti	Bioaktivna keramika, ortopedska prevlaka, punioci kosti
Staklasti ugljenik	Vlakna za ortopedske kompozite
Pirolitički ugljenik (izotropni niskotemperaturni)	Srčani zalisci, zubni implantati
Ugljenik (izotropni ultratemperaturni)	Prevlake temperaturno osetljivih polimera
Ekonomični nedegradabilni sintetički polimeri	
Poliamidi, najlon	Hirurški konci, gastrointestinalni segmenti, trahealne cevi
Polikarbonati	Materijali kućišta
Poliestri	Krvni sudovi (bajpas)
Poliformaldehid	Matrice srčanih zalistaka
Poliolefini	Hirurški konci, mreža za herniju
Polivinil hlorid	Cevčice, kese za krv, facijalne proteze
Skuplji sintetički nedegradabilni polimeri	
Fluorougljenici	Krvni sudovi (bajpas)
Polimetilmetakrilat	Kontaktne sočiva, mobilne zubne proteze
Hidrogeli	Kontaktne sočiva, prevlake katetera
Poliolefinski elastomeri	Cevčice, veštački srčani mehurovi
Poliuretani	Kateteri, veštački srčani mehurovi
Silikoni	Rekonstruktivna hirurgija, cevčice
Kompozitni biomaterijali	
Hidroksiapatit-polimer	Koštani implantati
Ugljenični kompoziti	Ortopedski i zubni implantati
Injektabilni kompoziti	Rekonstrukcija tvrdog i mekog tkiva
Nano-kompoziti	Minimalna iritacija imunog sistema
Biodegradabilni polimeri	
Umreženi albumin	Prevlake krvnih sudova, inkapsulacija ćelija
Umreženi kolagen/želatin	Rekonstruktivna hirurgija, prevlake krvnih sudova
Poliaminokiseline	Kontrolisano izlučivanje, ćelijski adhezivni peptidi
Polianhidridi	Kontrolisano izlučivanje
Polikaprolaktoni	Kontrolisano izlučivanje, koštane ploče
Kopolimeri poliaktičko/glikoličkih kiselina	Hirurški konci, koštane ploče
Polihidroksibutirati	Kontrolisano izlučivanje, koštane ploče
Poliortoestri	Kontrolisano izlučivanje, koštane ploče

Bioderivativni polimeri	
Hitozani	Oblaganje rana, kontrolisano lučenje
Kolagen	Mekotkivni implantati, prevlake, oblaganje rana
Elastin	Prevlake
Umreženi želatin	Prevlake veštačkih srčanih mehurova
Bioderivativna tkiva	
Goveđa vratna arterija	Krvni sudovi (bajpas)
Goveđi ligamenti	Ligament
Goveđi perikard	Supstitucija perikarda, srčani zalisci
Ljudska pupčana vrpca	Krvni sudovi (bajpas)
Svinjski srčani zalisci	Srčani zalisci
Pasivne prevlake	
Albumin	Trombootpornost
Alkilni lanci	Adsorberi albumina za trombootpornost
Fluorougljenici (teflon)	Smanjenje lekova za katetere, trombootpornost
Hidrogelovi	Smanjenje lekova za katetere, trombootpornost
Silikoni (bez SiO ₂)	Trombootpornost, poboljšano zaceljivanje rana u rekonstruktivnoj hirurgiji
Bioaktivne prevlake	
Antikoagulanti (heparin, hirudin)	Trombootpornost
Antimikrobanti	Otpornost na infekcije
Bioaktivne keramike i stakla	Koštana adhezivnost i rast, mekotkivna adhezivnost
Čelijski adhezivni peptidi	Pojačana čelijska adhezivnost, epitel, endotel
Čelijski adhezivni proteini	Pojačana čelijska adhezivnost, epitel, endotel
Negativno površinsko naelektrisanje	Trombootpornost
Trombolitici	Trombootpornost

5.3. Problemi nauke o biomaterijalima

Biomaterijali se razlikuju međusobno po hemijskim, fizičkim, mehaničkim, biološkim i drugim svojstvima. Uprkos tome, oni se primenjuju na mnogim anatomskim mestima u ljudskom telu. Mehanizmi, kojima organizam reaguje na strana tela i isceljuje rane, razlikuju se od slučaja do slučaja. Iako je profit prioritetni cilj kompanija koje se bave izradom implantata, one moraju voditi računa o kvalitetu proizvoda. Nadzorne agencije brižljivo pregledavaju karakteristike naprava i uređaja, te prave polisu osiguranja, sa namerom da se kontroliše industrija i zaštititi pacijent. Pri tom se javljaju izvesna društvena i etička pitanja i problemi vezani za njih [148].

Značajnost nauke o biomaterijalima se manifestuje kroz važnost potrebe za biomaterijalima i važnost njihove komercijalne prodaje. U prilog značajnosti biomaterijala, govori činjenica da se godišnje u SAD upotrebi preko 30 miliona kontaktnih sočiva (cena oko 70 \$ po komadu), oko 100.000 srčanih zalistaka i 250.000 totalnih proteza veštačkih kukova, čija je cene iznad 3000 \$ [147].

Premda je još uvek nedovoljno istražena oblast biointerakcija, ipak se proizvode i implantiraju razne naprave i uređaji. To se objašnjava činjenicom, da se uzimaju rezultati iz iskustva, probe i greške, nadahnuti pretpostavkama i čistom srećom, pa danas postoji čitav niz biomaterijala koji olakšava stanje pacijentima. Iskusni lekari ih koriste rutinski i sa poverenjem, te tako primenjeni postaju opšte prihvaćeni. Komplikacije koje biomaterijali izazivaju mnogo su manje u odnosu na komplikacije izazvane od strane osnovnog oboljenja. Međutim, u oblasti biomaterijala, kao i generalno svuda, postoje dve suprotstavljene strane – fundamentalne nauke sa inženjeringom i finansijski sektor, na čijoj se ravnoteži bazira razvoj proizvoda.

Da bi se sprečila primena nedovoljno testiranih biomaterijala i uređaja, i zabranila nekvalifikovana i neovlašćena prodaja, složeni nacionalni sistem regulative u SAD, pod nazivom FDA (*Food and Drug Administration*) doneo je stroge propise u ovoj oblasti. Pored nje, Internacionalna organizacija za standarde (*ISO*) razvila je međunarodno uređenje standarda u svetskoj zajednici. Najznačajnija fundamentalna znanja o biomaterijalima ugrađena su u ove standarde.

Više nego ostala polja savremene tehnologije, nauka o biomaterijalima povezuje istraživače sa veoma različitim akademskim obrazovanjem, koji moraju prisno da sarađuju, počev od shvatanja potrebe za biomaterijalima ili napravama, pa do proizvodnje, prodaje i njegove implementacije. Multidisciplinarnost nauke o biomaterijalima, može poticati kako od značajnog upravljanja teorijom i praksom naučnika u oblasti biomaterijala, tako i od uopštenog razumevanja svojstava biomaterijala od strane lekara-naučnika. Kao što se može videti iz tabele 13, širok je opseg ustaljeno korišćenih biomaterijala, pa se može zaključiti da nijednom istraživaču ne bi bilo jednostavno da sintetiše i dizajnira sve te biomedicinske uređaje i materijale. Zbog toga je potrebna specijalizacija profesionalaca u ovoj oblasti, s obzirom na široku paletu svojstava i primene biomaterijala.

Sa aspekta funkcije koju imaju, biomaterijali (kao i istraživači) se dele u dve grupe [147]:

- biomaterijali za zamenu tvrdih tkiva, u koje spadaju metali i keramike, koji se prevashodno koriste za izradu ortopedskih i dentalnih implantata,
- biomaterijali za zamenu mekih tkiva, u koje spadaju polimeri, koji se najviše koriste u plastičnoj hirurgiji, ali i u vaskularnoj i oftalmološkoj hirurškoj praksi.

U praksi, međutim, ovakva podela nije striktna, jer se, na primer, srčani zalisci mogu izrađivati od polimera i metala, dok se sklop veštačkog kuka sastoji od metala i polimera, koji su preko koštanog cementa povezani za skelet.

Budući da je nauka o biomaterijalima multidisciplinarna, to bi razmatranje svih biomaterijala prevazišlo okvire jedne doktorske disertacije. Uzimajući u obzir pomenutu kompleksnost problema nauke o biomaterijalima, kao i prethodna iskustva autora u radu sa njima, u disertaciji su razmatrani samo biomaterijali koji se koriste za zamenu tvrdih tkiva.

5.4. Neophodna svojstva biomaterijala

Većina implantata njihovim nosiocima uspešno služi svrsi za koju su i namenjeni, određeni period vremena. Međutim, neki implantati i vantelesne naprave neizostavno stvaraju komplikacije, bilo kao posledica zapaljenja, infekcije, interakcija u vidu neželjenih (alergijskih ili toksičnih) reakcija, ili usled otkaza naprava; to može prouzrokovati razne štetne posledice (tromboza ili tromboembolija), pa čak, i smrt pacijenta. Komplikacije su najčešće rezultat interakcija biomaterijal-tkivo, koje se javljaju na mestu ugradnje svakog materijala, mada mogu imati i sistematski ili opšti karakter. Uticaji imlantata na tkivo domaćina, i živog tkiva na implantat podjednako su važni, i za izbegavanje mogućih komplikacija i za sprečavanje lošeg rada ili otkaza naprava.

Najvažnija svojstva biomaterijala su: fizička, hemijska, mehanička i biološka, koja se posmatraju u odnosu na površinu ili celu zapreminu biomaterijala [146]. Biološka svojstva ukazuju na ponašanje materijala u biološkom okruženju, i ova svojstva su presudna za izbor biomaterijala; ujedno predstavljaju i ograničenja za mnoge materijale sa superiornim mehaničkim i/ili fizičko-hemijskim svojstvima.

Izbor najpogodnijeg materijala za različite biomedicinske uređaje predstavlja složen proces, koji mora uzeti u obzir želje, potrebe, mogućnosti i ograničenja dostupnih materijala. To zavisi od mnogih faktora, kao što su zahtevi u pogledu mehaničkih opterećenja, hemijskih i bioloških svojstava i dr. (slika 35). Zahtevi u pogledu bioloških svojstava moraju biti ispunjeni za svaku primenu, a materijal bi trebalo da ispuni i većinu ostalih zahteva kako ne bi došlo do neočekivanog i neželjenog otkaza. Najčešći uzroci otkaza implantata navedeni su na slici 36.

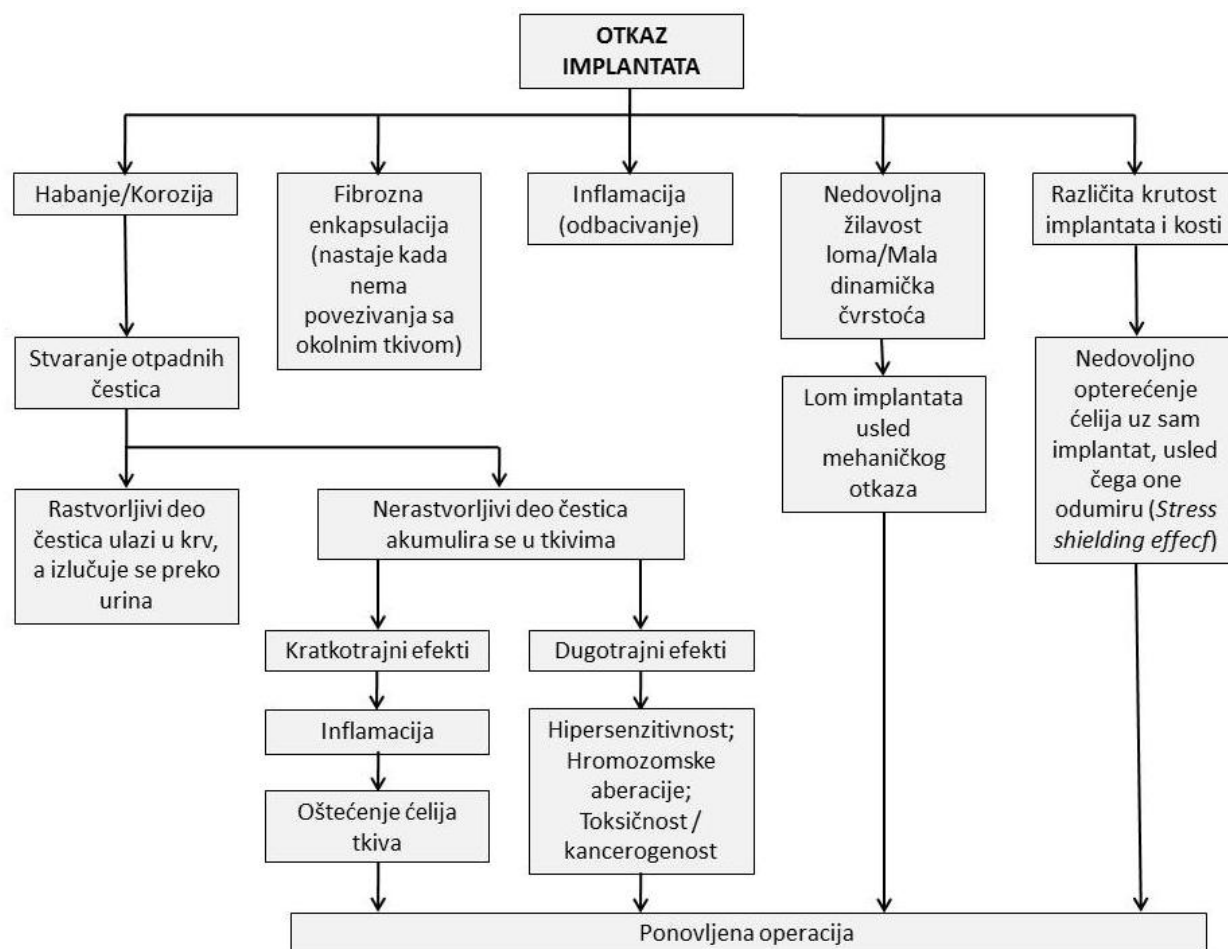


Slika 35. Zahtevi i ograničenja kod izbora biomaterijala [154]

Dizajn uređaja i izbor odgovarajućeg biomaterijala zavisi od njegove specifične primene u medicini. Veoma je važno uzeti u obzir činjenicu, da različita anatomna mesta reaguju različito na implantate. Tako se veštački kuk ugrađuje u butnu kost i karlicu, srčani zalisci u srčani mišić, očna sočiva u očnu kapsulu, stent u krvni sud i sl. Svako od ovih mesta zahteva od biomedicinskih naprava specijalnu geometriju, dimenzije, mehanička svojstva i željeni odgovor na bioreakciju. Da bi implantati, izrađeni od biomaterijala, adekvatno i bezbedno obavljali zadatu funkciju, moraju posedovati sledeća bitna svojstva: (pri čemu spisak može biti dodatno proširen) [147, 152]:

- Izuzetna biokompatibilnost sa okolnim tkivom.
- Netoksičnost biomaterijala ili njihovih produkata pri degradaciji.
- Odgovarajuća mehanička svojstva (mehanički kontinuitet sa okolnim koštanim tkivom).
- Visoka otpornost na koroziju.
- Visoka otpornost na habanje.
- Osteo-integraciju (u slučaju ortopedskih i dentalnih implantata).

Prethodno navedeni zahtevi, kao i specifični dodatni zahtevi i ograničenja, treba da se uzmu u obzir prilikom konstruisanja proteza i implantata. Za *specifične primene* postavljaju se i dodatni zahtevi, kao što su: *bioaktivnost*, *biodegradacija*, *otpornost na infekcije*, *trombootpornost*, *selektivna propustljivost* itd. U pojedinim slučajevima, izvesna ograničenja u pogledu cene mogu biti uzeta u razmatranje kod izbora biomaterijala.



Slika 36. Uzroci otkaza implantata [155]

5.5. Interakcija ćelija i tkiva sa biomaterijalima i biodegradacija

Primenjeni biomaterijali u većini slučajeva ostaju dugoročno u kontaktu sa lokalnim ćelijama i tkivima na mestu ugradnje, stupajući sa njima u razne vidove interakcija. Odgovor domaćina na strano telo nastupa neposredno nakon implantacije biomedicinske naprave ili proteze. Ogleda se kroz stadijume zapaljenja ili inflamacije i zarastanja rane sa učešćem raznih tipova ćelija kao specifičnih indikatora posebnih stadijuma reakcije [156].

Interakcija ćelija sa biomaterijalima počinje onog trenutka kada dođe do kontakta biomaterijala sa tkivnim elementima na mestu ugradnje biomaterijala. U najkraćem mogućem vremenu nakon ugradnje (< 1 s) u živi organizam počinje adsorpcija proteina na njegovu površinu [148]. Proteinski monosloj formira se na veći deo površine u roku od nekoliko sekundi do jednog minuta. Taloženje proteina se odigrava mnogo pre dolaska ćelija na površinu. Ćelije radije prepoznaju proteine i prihvataju ih kao glavnu oblogu, nego li aktuelnu površinu biomaterijala. Pošto ćelije specifično odgovaraju na proteine, ovaj međupovršinski proteinski film može biti faktor koji kontroliše narednu bioreakciju na implantate. Ćelije mogu prijanjati,

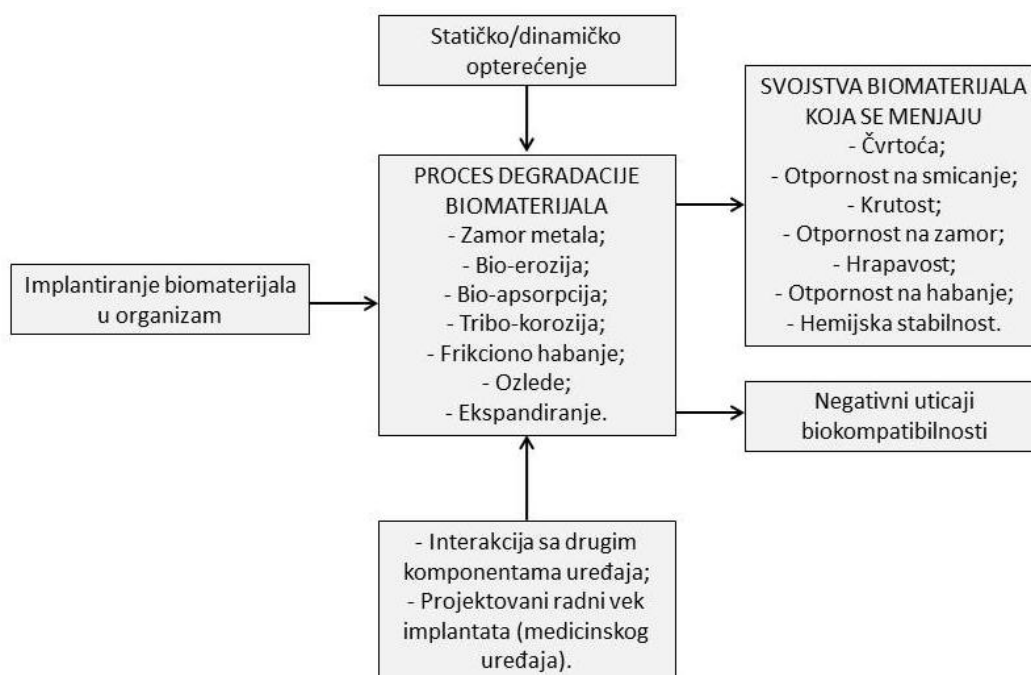
oslobađati aktivna jedinjenja, privući druge ćelije, rasti, umnožavati se, i na kraju, umirati. Ovi procesi se često odigravaju u reakciji sa proteinima na površini biomaterijala. Dakle, ćelijski procesi vode do željenih i neželjenih reakcija, koje se susreću kod pacijenata sa implantatima. Interakcije ćelija i tkiva sa biomaterijalima mogu izazvati pojavu njihovih oštećenja u raznim stepenima, što se na kraju završava reparacijom reverzibilnog oštećenja ili smrću ćelije usled nekroze i/ili apoptoze, odnosno oštećenjem ili odbacivanjem biomaterijala [156].

Biološko okruženje svakog implantata se uobičajeno neprijateljski ponaša prema svakom mikro-organizmu i stranoj supstanci, težeći da ga neutrališe i što pre eliminiše, što može da dovede do brzog ili postepenog razaranja mnogih biomaterijala. Samo površno posmatrajući, može se pomisliti da će neutralna pH (7,35-7,45) sredina, mala koncentracija soli i umerena temperatura ljudskog tela, stvoriti blago nedegaradabilno okruženje. Međutim, mnogi specijalni mehanizmi tela deluju na implantate, vršeći njihovu razgradnju.

Bidegradacija je hemijsko razaranje biomaterijala od strane živih organizama, koje vodi do promena njihovih svojstava, slika 37. Okolina kojoj su biomaterijali izloženi tokom duge upotrebe (unutrašnjosti tela) može se opisati kao vodeni medijum, koji sadrži različite anjone, katjone, organske supstance i razloženi kiseonik. Anjoni su Cl^- , PO_4^{3-} i HCO_3^- . Katjoni su Na^+ , K^+ , Ca^{2+} i Mg^{2+} , kao i manje količine mnogih drugih. Među organskim supstancama nalaze se one sa malom molekulskom masom, kao i polimerna jedinjenja sa relativno velikom molekulskom masom [157].

5.5.1. Biokompatibilnost

Oštećena ili obolela tkiva sve više se uspešno zamenjuju sredstvima koja su napravljena od materijala, koji nisu biološkog porekla. Pri ugradnji biomaterijala i dalje je glavni problem reakcija imunološkog sistema na prisustvo stranog tela u organizmu. Zbog toga, materijali koji se implantiraju u živi organizam moraju se odlikovati izrazitom biokompatibilnošću, odnosno, izrazitim afinitetom ćelija prema površini implantata. Biomaterijali ne smeju biti toksični, osim ako se ne prave sa takvom namerom (pametna bomba za uništenje ćelija kancera). Postoji veliki broj materijala koji su, sa inženjerskog aspekta, idealni za izradu implantata. Međutim, ukoliko tkivo domaćina ne može da prihvati „strano telo“, koje je napravljeno od takvog materijala, onda ma koliko da su njegovi kvaliteti superiorni sa inženjerskog aspekta, takvo telo je neprihvatljivo za izradu implantata, jer materijal nije biokompatibilan [158].

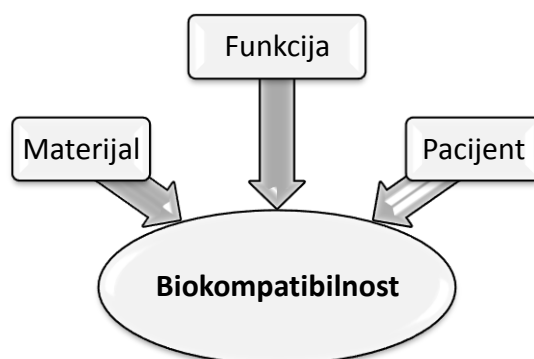


Slika 37. Proces razgradnje biomaterijala [159]

Prema vrsti reakcije imunološkog sistema na implantirani biomaterijal, razlikuju se četiri vrste biomaterijala: toksični, bioinertni, bioaktivni i bioresorbilni. Toksični biomaterijal je onaj koji prouzrokuje odumiranje okolnog tkiva. Bioinertnim biomaterijalima smatraju se oni, koji su netoksični i biološki neaktivni, kao što su to metalni biomaterijali. Ukoliko je biomaterijal netoksičan, a biološki aktivan, onda je reč o bioaktivnom biomaterijalu. Mnoge vrste polimera i većina kalcijum-fosfatnih keramika spada u ovu kategoriju. Odlika bioresorbilnih materijala, pored netoksičnosti, jeste rastvorljivost u *in vivo* uslovima, gde okolno tkivo apsorbuje u potpunosti implantirani biomaterijal (kalcijum-sulfat (gips), trikalcijum-fosfat i sl.).

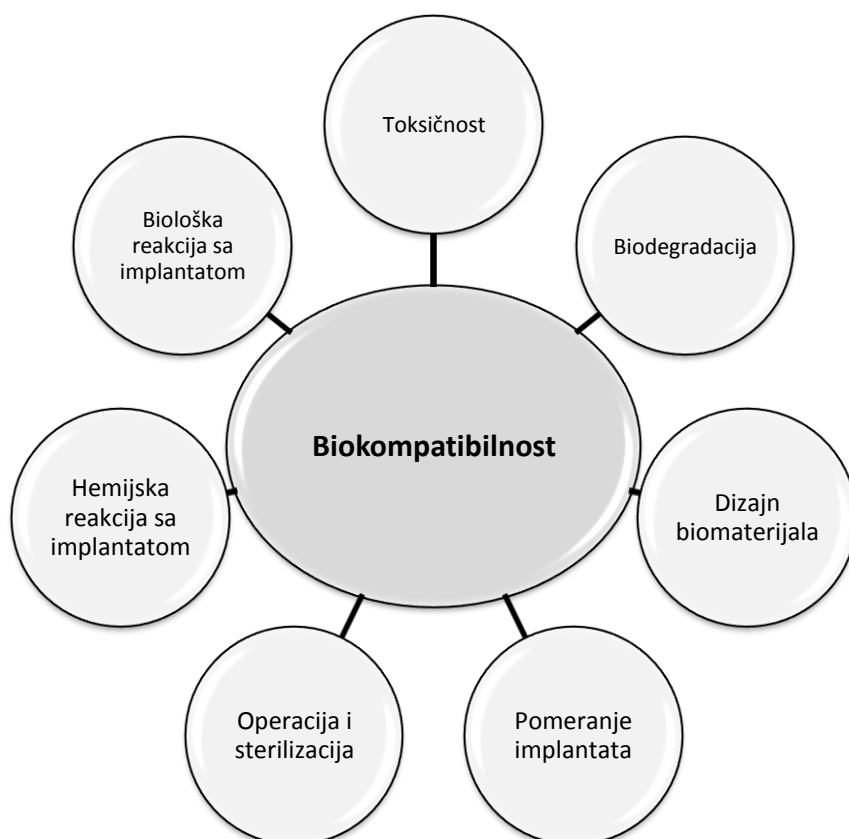
Da bi se uspešno koristili kao biomaterijali, potrebna je što veća tolerancija tog biomaterijala od strane organizma, tj. odlična biokompatibilnost. Još 1987. godine, predložena je definicija, po kojoj biokompatibilnost pokriva sve aspekte funkcije bio-uređaja, uključujući interakcije ćelija i tkiva sa implantiranim biomaterijalima [160]. Kasnije se pojavila i druga definicija, po kojoj, biokompatibilnost predstavlja mogućnost materijala da vrši funkciju u određenoj primeni, a pri tome je biološka reakcija na njega odgovarajuća [161, 162]. Pri tome, pod odgovarajućom biološkom reakcijom se podrazumeva, da biomaterijal ili produkti koje on izlučuje, ne izazivaju smrt ćelija, hronične upale, niti druga oštećenja ćelijskih ili tkivnih funkcija. Drugim rečima, biokompatibilnost podrazumeva kompromis između drugih svojstava materijala, biološke reakcije pacijenta i očekivane funkcije, kao što je šematski predstavljeno na

slici 38. Sva tri faktora moraju biti u harmoniji, da bi se biomaterijal smatrao biokompatibilnim [154].



Slika 38. Biokompatibilnost kao multizavisno svojstvo materijala

Zahtevi za ovakvom biokompatibilnošću su složeni i strogi, te variraju sa anatomskim pozicijama primene i zahtevima. Shodno tome, razumevanje i merenje biokompatibilnosti biomaterijala je dosta specifično. Mnoga istraživanja, sprovedena na biomaterijalima, izdvojila su neke od glavnih faktora, koji utiču na biokompatibilnost materijala (slika 39).



Slika 39. Faktori koji utiču na biokompatibilnost [154]

Budući da reakcija na strano telo nastupa neposredno nakon implantacije biomaterijala, prolazeći kroz stadijume zapaljenja i zarastanja rane, potrebno je izvršiti sva moguća testiranja biokompatibilnosti biomaterijala. Neki biomedicinski uređaji obavljaju zadate funkcije za nekoliko sekundi, dok su neki implantati godinama u organizmu. Procena biokompatibilnosti u *in vitro* uslovima može pružiti brže i jeftine podatke o ponašanju biomaterijala u biološkoj sredini. Međutim, mora se biti svestan činjenice da li *in vitro* testovi zaista dovoljno dobro imitiraju pojave koje će nastati u mnogo složenijoj *in vivo* sredini. *In vitro* testovi u najmanjoj meri prethode testovima na životinjama, što je i poželjno. U *in vitro* uslovima najčešće se koriste izolovane, adherentne ćelijske kulture, da bi se izmerila citotoksičnost i biokompatibilnost [163].

5.5.2. Koroziorna postojanost

Biomaterijal uglavnom nakon implantacije treba da ostane bez oštećenja u dužem vremenskom periodu u telu domaćina. Drugim rečima, u idealnom slučaju biokompatibilni metalni materijali ne bi trebalo uopšte da korodiraju kada se nalaze u dodiru sa živim tkivima. Zbog toga je projektovano minimalno vreme trajanja od 15 do 20 godina kod starijih pacijenata, i više od 20 godina za mlađe pacijente. Trenutno korišćeni implantati uglavnom otkazuju nakon 12-15 godina od ugradnje, što iziskuje ponavljanje operacije, kako bi se povratila funkcionalnost sistema [164]. Kao glavni uzročnik tih prevremenih otkaza najčešće se navodi korozijska [165]

Korozijska se definiše kao postepeno razaranje materijala izazvana hemijskim ili elektrohemijskim delovanjem okruženja [166]. Drugim rečima, korozijska predstavlja neizbežnu prirodnu tendenciju metala da se vrata u svoje prvobitno (prirodno) stanje. U vlažnim, jonskim sredinama, kakve su telesne tečnosti, koje mogu biti elektrohemijski aktivne prema metalima i plastificirajuće (omekšavajuće) prema polimerima, zajedno sa kontinualnim ili cikličnim napreznjima, kojima su izloženi mnogi biomaterijali, paralelno se odvija proces razgradnje i napreznja materijala.

Korozijska sredina za implantate sastavljena je od krvi i drugih sastojaka u telesnim tečnostima. U normalnim uslovima, većina ljudskih telesnih tečnosti je 0,9 % slani rastvor, uglavnom sastavljen od Na^+ , Cl^- i drugih jona u tragovima, aminokiselina i rastvorenih proteina. Ove tečnosti imaju skoro neutralnu pH vrednost (7,2-7,4 na 37 °C). Međutim, pH vrednost telesnih tečnosti može pasti na 3-4 zbog izlučevina upaljenih ćelija, koje su prouzrokovane operacijom ili povredom [167]. Ne može se očekivati da biološka sredina bude konstantnog sastava i pH vrednosti. Postoje varijacije u odnosu na vreme, lokaciju, aktivnost, zdravstveni

status i sl. u nivoima kiseonika, dostupnosti slobodnih radikala i ćelijske aktivnosti, koje sve mogu uzrokovati varijacije u korozionoj aktivnosti sredine.

Na osnovu postojećih saznanja o stabilnosti materijala u različitim sredinama, poznato je da su metali, kao generička grupa materijala, relativno podložni koroziji u ovoj biološkoj sredini, dok je podložnost keramike koroziji značajno manja [157]. Čak i najplemenitiji metali, nisu potpuno otporni na koroziju. Zbog toga se smatra prihvatljivim ako je brzina korozije metalnih implantata oko $2,5 \times 10^{-4}$ mm/godišnje [168]. Najčešći oblici korozije implantata su piting korozija, interkristalna, galvanska i naponska korozija, kao i korozioni zamor [169]. Valja napomenuti, da je bilo koji oblik lokalizovane korozije opasniji i teže predvidljiv u odnosu na ravnomernu koroziju. Pored toga, istovremeno dejstvo habanja i korozije, što je čest slučaj kod biomedicinskih implantata, značajno umanjuje otpornost materijala na koroziju, te skraćuje radni vek.

Negativni efekti korozije i razgrađivanja mogu biti dvostruki:

- Prvi i najočigledniji, može dovesti do gubitka strukturnog integriteta materijala, zapremine i funkcije, te prevremenog otkaza,
- Drugi, što je važnije za biomaterijale kada dođu u kontakt sa tkivom, jesu proizvodi korozije ili degradacije koji mogu imati značajan patofiziološki uticaj na okolno tkivo i organizam kao strukturnu celinu [170, 171].

Izbor materijala nije samo pitanje korozione stabilnosti, jer su mehanička i fizička svojstva od velikog značaja. Površina biomaterijala igra veoma važnu ulogu, ne samo sa aspekta otpornosti na koroziju, već i sa aspekta biokompatibilnosti sa okolnim tkivom. Shodno tome, moguće je optimizirati otpornost na koroziju praćenjem stanja površine ili tretmanom površine [172, 173]. To pruža mogućnost za razvijanje dovoljne otpornosti na koroziju kod materijala sa odličnim ukupnim mehaničkim i fizičkim svojstvima. Imajući u vidu značaj metalnih biomaterijala, dva su načina za poboljšanje njihove površine u pogledu korozione otpornosti i biokompatibilnosti:

1. poboljšanje kvaliteta zaštitnog pasivnog filma (pasivizacija) i
2. oslojavanje površine u cilju poboljšanja površinskih svojstava.

5.5.3. Mehanička svojstva

Svaki biomedicinski implantat (uređaj) ima specifičnu namenu, te shodno tome i zahteve u pogledu mehaničkih svojstava (performansi). Već je pisano o mehaničkim svojstvima i to da ona određuju ponašanje materijala pri opterećenju. Kod biomedicinskih implantata i uređaja mehanička svojstva su ključna za izbor biomaterijala. Na primer, proteza kuka mora biti jaka i

tvrdi, materijal za tetivu mora biti jak i prilagodljiv, listić srčanog zalistka mora biti fleksibilan i žilav itd. Što se tiče dinamičke izdržljivosti, listić srčanog zalistka napravljen je tako, da se savija oko 60 puta u minuti, pa mu je stoga radni vek ograničen na oko 10 godina; proteza kuka i kolena mora nositi opterećenje 15-20 godina i sl.

Utjecaji sila na ćelije tkiva jesu značajan faktor uticaja implantiranog materijala na organizam u celini, kao i na opstanak samog materijala u njegovim tkivima. Reakcija ćelija na mehanička opterećenja je posebno važna kod predviđanja trajanja i moguće zamene implantata. Ćelije koje se delimično adaptiraju na prisustvo i dejstvo mehaničkih opterećenja jesu ćelije muskuloskeletnog i kardiovaskularnog sistema organizma. U stvari, lokalno mehaničko okruženje može biti ključno za opstanak dotičnih vrsta ćelija. Inače, ćelije krvnih sudova stalno su izložene krvnom toku i pulsnom pritisku. Skeletna potpora tkiva izgrađena je od ćelija koje se suprotstavljaju sili gravitacije, te su stalno pod opterećenjem silama direktne mišićne kontrakcije [156].

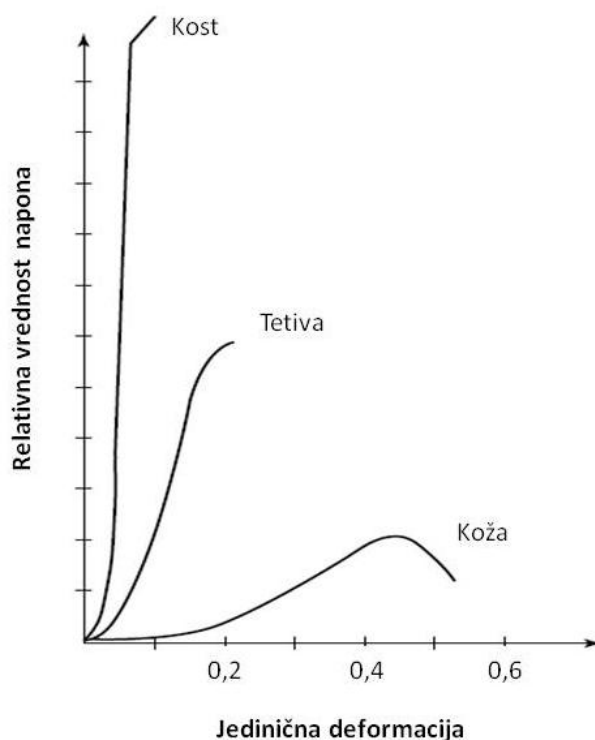
Skeletna tkiva čine kosti, hrskavice, tetive i ligamenti. Kostu imaju ulogu potpore i prenosa mehaničkih opterećenja. Hrskavica je smeštena na artikularnim površinama zglobova i omogućava smanjeno trenje i nesmetano pokretanje zglobova. Tetive vezuju mišiće za kosti, dok ligamenti vezuju kost za kost, pojedinačno ili grupno. Mehanička svojstva nekih mekih i tvrdih tkiva prikazana su na slici 40 [174].

Postoje dva glavna problema sa biomaterijalima koji se odnose na skeletna tkiva, i to: zamena zglobova i defekt kosti. Najčešće zamene zglobova se odnose na kuk i koleno. Ove proteze moraju zameniti funkciju kosti, hrskavice i tetiva. Većina implantata sastoji se od metala – otpornog na zamor i visoke korozione postojanosti. Artikularne površine moraju biti obložene materijalom sa malim koeficijentom trenja i malom brzinom habanja.

Zamenjen zglob mora da izdrži opterećenje silama pritiska zgloba i cele kosti i periodično savijanje i zatezanje kosti, kako bi se ostvarilo funkcionalno zarastanje kosti, hrskavica i tetiva.

Biomaterijali, koji se koriste za zamenu tvrdih tkiva, moraju biti dovoljno čvrsti i žilavi, da bi preuzeli funkciju kosti, jer su dimenzije implantata ograničene, i moraju težiti što manjim vrednostima zbog ograničenog prostora u ljudskom organizmu.

Kao grupa materijala koja ima zadovoljavajuća svojstva u pogledu čvrstoće, elastičnosti i žilavosti, izdvajaju se metali. Zbog toga se metalni biomaterijali koriste za ove namene. Da bi se među njima izabrao najpogodniji, moraju se znati njihova mehanička svojstva.



Slika 40. Mehanička svojstva nekih bioloških tkiva

Pregled mehaničkih svojstava pet grupacija metalnih biomaterijala i kortikalne kosti prikazan je u tabeli 15. Svojstva su prikazana u vidu intervala, jer ona variraju zavisno od strukture, a struktura metala je posledica izrade odnosno tretmana nakon izrade [175]. Očigledno je da mehanička svojstva navedenih materijala ne odgovaraju svojstvima kosti, naročito u pogledu elastičnosti, što izaziva prevremeni otkaz implantata i izumiranje okolnih ćelija (poznati „*stress shielding effect*“) Međutim, nerđajući čelik, legure titana i Co-Cr legure su i dalje nezamenljive za ove namene, prvenstveno zbog njihove čvrstoće, deformabilnosti i žilavosti.

Tabela 15. Mehanička svojstva metalnih biomaterijala i kortikalne kosti [152, 175, 176]

Materijal	Modul elastičnosti (GPa)	Napon tečenja (MPa)	Zatezna čvrstoća (MPa)	Izduženje (%)	Žilavost loma ($\text{MPa}\cdot\text{m}^{1/2}$)	Tvrdoća (HV)
Nerđajući čelici	200–205	170–690	540–1000	12–40	~ 100	130–180
Čist titan	100–115	170–480	240–550	15–24	~ 80	120–200
Legure titana	100–110	585–1050	690–1150	10–15	~ 80	~ 300
Legure Co-Cr	210–240	450–1500	655–1900	5–30	~ 100	300–400
Legure Ni-Ti	30–50	70–140	895–1350	~9	30–60	
Legure Mg	40–45	-	100–250	15–40		
Kortikalna kost	10–30	-	100–300	1–2	2–12	-

Mehanička opterećenja unutar ljudskog tela su dosta kompleksna. Uobičajeno čovek napravi nekoliko hiljada koraka dnevno sa frekvencom od 1 Hz. Pod pretpostavkom da osoba

hoda 2000 koraka dnevno, procenjeni broj koraka za 20 godina bi bio $2000 \times 365 \times 20 \approx 10^7$ koraka tj. ciklusa. Kod implantata skeletnih kostiju, kao što su veštački kuk, zglobovi kolena, fiksatori kičme, ploče i žice, dolazi do zamora materijala usled cikličnog opterećenja. U slučaju veštačkih kukova, sila opterećenja višestruko je veća od telesne težine pacijenta. Ovakva vrsta cikličnog napona javlja se i kod maksilo-facijalnih implantata usled žvakanja, kao i kod pejsmejкера (reakcija na aktivnost miokarda). Po pravilu, čvrstoća na zamor znatno je manja u odnosu na statičku čvrstoću. Uslovi za ispitivanje mehaničkog zamora različitih implantata navedeni su u Tabeli 16 [167].

Tabela 16. Uslovi ispitivanja nekih implantata na zamor

Implantati	Opterećenje	Frekvencija opterećenja (Hz)	Očekivani broj ciklusa opterećenja za pacijente preko 65 godina starosti (oko 20 godina)
Zglob	Pritisak ~ 50 MPa Savijanje ~ 200 MPa	1	10^7
Pejsmejker	Nije poznato	1	10^9
Zubna ispuna	Nije poznato	1	10^7

Kod materijala opterećenog dinamičkim cikličnim opterećenjem može doći do inicijacije i rasta naprsline, koja po dostizanju kritične veličine, izaziva lom. Zamor može biti dodatno potpomognut istovremenim dejstvom korozije u ljudskom telu (o čemu je bilo reči u prethodnom poglavlju) [177]. Procedure za ispitivanje implantata na zamor mogu se naći u ASTM standardima.

5.5.4. Otpornost na habanje

Habanje je jedan od čestih uzroka otkaza ortopedskih implantata. Habanje predstavlja oštećenja površine, koje uključuje progresivni gubitak materijala usled relativnog kretanja između te površine i nekog drugog materijala koji je u kontaktu sa površinom koja se oštećuje. To je neizbežni problem kod zamene zglobova, bez obzira na izbor materijala. Izbor materijala za veštačke zglobove prvenstveno zavisi od vrste zgloba i opterećenja. Skeletni sistem sadrži nekoliko vrsta mobilnih spojeva između dugih kostiju, kao što su kuk, koleno, skočni zglob, rame i lakat [152].

Mobilni zglobovi se prema bliskosti površina mogu podeliti na one kod kojih ima preklapanja (kongruentni) i one kod kojih nema preklapanja (nekongruentni). Kod prvih, kao što su kuk i rame, glava u obliku sfere upada u šolju, tako da je napon ravnomerno raspoređen. Takva mehanička opterećenja može nositi bilo koji „jak“ materijal, uključujući i krte keramičke

materijale. Rangiranje parova materijala za ovakve tipove zglobova u pogledu habanja je dat u tabeli 17. Za drugi tip zglobova, kao što su koleno i skočni zglob, kontakt dve tvrde površine stvara veoma neravnomerna kontaktna naprezanja, koja se prirodno kompenzuju prisustvom debelih slojeva hrskavice i zglobne tečnosti. Krti keramički materijali nisu pogodni za ovakva udarna opterećenja, tako da metalni i polimerni materijali visoke gustine imaju prednost u ovakvim slučajevima.

Tabela 17. Rangiranje artikularnih kontaktnih površina za zglobne proteze u pogledu otpornosti na habanje [152]

Čašica i umetak (čaura)	Otpornost na habanje
Keramika - keramika (Al_2O_3 ili ZrO_2)	Superiorna
CoCrMo - CoCrMo	Odlična
Al_2O_3 - CoCrMo	Odlična
Al_2O_3 - UHMWPE*	Odlična
CoCrMo - UHMWPE	Dobra
Ti6Al4V - UHMWPE	Dobra
Metal - metal (nerđajući čelik ili titan)	Loša
*UHMWPE – polietilen visoke molekulske mase	

Niska otpornost na habanje, tj. visok koeficijent trenja kod veštačkih zglobova dovodi do trošenja implantata. Iako nije u potpunosti shvaćen, čest tip otkaza, izazvan habanjem bez prisustva infekcije je tzv. aseptično popuštanje, koji može nastati u bilo kom materijalu kada se jave između dva materijala u kontaktu njihove mikro-čestice [178].

5.5.5. Osteointegracija

U sadašnjim paradigmama izraz *osteointegracija* odnosi se na sposobnost tkiva domaćina da formiraju funkcionalni odnos sa implantatom i njegovim površinama, bez umetnutog sloja vezivnog tkiva, sličnog kapsuli tkiva stranog tela [179]. Od metalnih biomaterijala, jedino titan i njegove legure ispunjavaju ovaj uslov. Osteointegracija je osnovni uslov u ortopediji i predstavlja termin kojim se opisuje proces zarastanja i formiranja nove kosti [180]. Nemogućnost površine implantata da se veže za susedne kosti i okolna tkiva zbog mikropomeranja, može izazvati stvaranje fibroznog tkiva oko implantata, što uzrokuje njegovo popuštanje i otkaz. Da ne bi došlo do toga, neophodno je da implantati imaju takvu površinu, koja se dobro integriše sa okolnom kosti. Hemijski sastav, hrapavost i topografija površine su faktori koji takođe utiču na svojstvo integracije implantata sa kosti [181].

5.6. Metalni biomaterijali

Metalni biomaterijali čine između 70 % i 80 % svih materijala koji se koriste za izradu implantata, čineći jednu od najvažnijih klasa biomaterijala [182]. Kao što je već navedeno, osnovna mehanička svojstva metalnih biomaterijala su modul elastičnosti, napon tečenja, dinamička čvrstoća i žilavost. Vrednosti pomenutih mehaničkih svojstava metalnih biomaterijala, koji se koriste za izradu implantata, navedene su u tabeli 15 [175].

Među legurama metalnih biomaterijala poput nerđajućih čelika i legura Co-Cr, titan i njegove legure pokazuju najbolju biokompatibilnost. Pored toga, titan i njegove legure su najperspektivniji zbog odlične otpornosti na koroziju i manje krutosti (koja obećava najbolji prenos mehaničkih naprezanja sa njihovih implantata na kosti), dok TiO₂ na površini pokazuje izvesna bioaktivna svojstva i indukuje rast nove kosti.

5.6.1. Nerđajući čelici

Prvi nerđajući čelik koji je korišćen za izradu implantata bio je AISI 302, koji je jači i otporniji na koroziju od vanadijumskog čelika (prvi metalni biomaterijal korišćen za izradu ploča i zavrtnjeva kod preloma kostiju, a ne koristi se više zbog neodgovarajuće otpornosti na koroziju u *in vivo* uslovima) [183]. Kasnije je uveden austenitni nerđajući čelik AISI 316, koji pored Cr i Ni sadrži i Mo kao legirajući element (dodaje se radi povećanja otpornosti na koroziju u slanoj vodi). Magnezijum i silicijum se dodaju da bi se poboljšala njegova obradivost. Prisustvo hroma u nerđajućim čelicima dovodi do stvaranja samoregenerativnog oksidnog sloja koji je otporan na perforacije i ima visok stepen elektrootpornosti i time obezbeđuje zaštitu od korozije u najvećoj meri. Nikl, kao legirajući element, povećava otpornost na koroziju i obezbeđuje bolju žilavost čelika, a naročito kovnost. Ugljenik mora biti pod strogom kontrolom jer je njegovo prisustvo nepoželjno. Zbog toga sadržaj ugljenika ne sme da pređe 0,03 mas. % (u oznaci 316L) pošto sa legirajućim elementima gradi karbide koji su nepoželjni (naročito karbid hroma). Vezivanje hroma stvara zone sa smanjenom otpornošću na koroziju, a kako se karbidi najčešće izdvajaju po granicama zrna kristala, to pospešuje interkristalnu koroziju, kao i nepravilnosti u mikro uslovima kristalne rešetke sa posledicom pogoršanja mehaničkih svojstava [184].

Oko 1 % ukupno proizvedenog nerđajućeg čelika koristi se u biomedicinske svrhe. Većina neimplantiranih medicinskih sredstava (hirurški i stomatološki instrumenti) proizvedeni su od komercijalnih nerđajućeg čelika, jer zadovoljavaju kliničke zahteve u kojima je njihov kontakt sa ljudskim tkivom trenutnog (prolaznog) karaktera. Nerđajući čelici, koji se koriste za implantate, moraju biti pogodni za neposredni i dugotrajni kontakt sa humanim tkivom. Posebni zahtevi u

pogledu otpornosti prema piting koroziji i koroziji u pukotini, kao i količine i veličine nemetalnih uključaka, odnose se na nerđajuće čelike za izradu implantata. Zbog toga se za dobijanje željenog kvaliteta nerđajućeg čelika primenjuju posebni postupci izrade, kao što su vakuumsko topljenje, vakuumsko elektrolučno pretapanje i rafinisanje čelika [185].

Da bi se izbeglo prisustvo nemetalnih uključaka, koji mogu da dovedu do pojave inicijalne prsline i pojave piting korozije, nerđajući čelik AISI 316L se topi u vakuumu, a takav čelik se označava sa AISI 316LVM. Ovo je bitno kod implantata ako su izloženi naizmenično promenljivom opterećenju, kakvo se očekuje naročito za femoralnu komponentu endoproteze zgloba kuka [158]. Zamorni lom počinje sa malim prslinama usled neke nepravilnosti u strukturi ili greške usled mehaničke obrade i ta se prsline periodično povećava sa narednim ciklusima promene opterećenja, odnosno naponskog stanja, sve dok ne dostigne kritičnu veličinu i ne dođe do loma [186].

AISI 316L pokazuje relativno dobru biokompatibilnost, ali manju u odnosu na Co-Cr-Mo legure i legure titana, zbog veće brzine korozije nerđajućeg čelika i prisustva veoma toksičnog nikla. Otpornost na habanje ovog austenitnog nerđajućeg čelika je takođe relativno slaba, a sitni ostaci ovog materijala oko implantata dovode do alergijske reakcije okolnog tkiva, što predstavlja još jedan razlog da se ograniči njegova primena kod trajnih implantata. Trenutno, ovaj biomaterijal ima široku primenu kod izrade različitih hirurških instrumenata i privremenih implantata zbog njegove manje cene. On se naširoko koristi za izradu uređaja i naprava za unutrašnju fiksaciju, zbog dobre čvrstoće i mogućnost savijanja i oblikovanja *in situ*. Primeri izrade delova od nerđajućeg čelika uključuju pločice za fiksaciju kosti, zavrtnje, igle, intramedularne klinove, stezače aneurizmi, veštačke zglobove kolena, kuka i slično [187].

Austenitni čelici su deformabilne legure, popularne za implantate jer su relativno jeftini, mogu se izrađivati uobičajenim tehnikama, a njihova mehanička svojstva mogu biti kontrolisana u širokom opsegu uz optimalnu čvrstoću i deformabilnost. Austenitni čelici nisu dovoljno otporni na koroziju kao stalno implantirani materijali, te se uglavnom koriste za izradu privremenih implantata, zavrtnjeva, klinova, pločica, intramedularnih klinova i sl. Uporedo sa saznanjima o štetnosti i efektima nikla na ljudska tkiva i ćelije, radilo se na razvijanju i standardizaciji austenitnih nerđajućih čelika bez nikla, sa boljim mehaničkim i korozionim svojstvima u odnosu na leguru AISI 316L (ASTM F 138/139). Tako su razvijene legure ojačane azotom sa smanjenim sadržajem nikla, kao što su ASTM F 1314, F 1586 i F 2229. Hemijski sastav AISI 316L i tri komparativne legure nerđajućeg čelika za izradu implantata prikazani su u tabeli 18 [185].

Tabela 18. Hemijski sastav (mas. %) biomedicinskih nerđajućih čelika

ASTM/UNS	Cr	Ni	Mo	Mn	Si	Cu	N	C	P	S	Fe
F138/S31673	17,0–19,0	13,0–15,0	2,25–3,00	2,00	0,75	0,50	0,10	0,03	0,025	0,01	bal.
F1314/S20910	20,5–23,5	11,5–13,5	4,00–6,00	2,0–3,0	0,75	0,50	0,2–0,4	0,03	0,025	0,01	bal.
F1586/S31675 (Orthinox)	19,5–22,0	9,0–11,0	2,00–4,25	2,0–3,0	0,75	0,25	0,25–0,50	0,08	0,025	0,01	bal.
F2229/S29108	19,0–23,0	0,10	21,0–24,0	0,5–1,5	0,75	0,25	>0,90	0,08	0,03	0,01	bal.

Većina mehaničkih svojstava (napon tečenja, čvrstoća, dinamička čvrstoća i izduženje) variraju u zavisnosti od hemijskog sastava i načina izrade. S druge strane, vrednost modula elastičnosti vrlo malo varira zavisno od sastava i strukture. Implantati od nerđajućeg čelika izrađuju se kovanjem i obradom rezanjem. Minimalne vrednosti mehaničkih svojstava austenitnih nerđajućih čelika u zavisnosti od hemijskog sastava i načina izrade, dat je u tabeli 19.

Tabela 19. Zahtevi u pogledu mehaničkih svojstava nerđajućih biomedicinskih čelika prema ASTM standardima [185]

Čelik prema ASTM	Stanje	Minimalna zatezna čvrstoća (MPa)	Minimalni napon tečenja (MPa)	Minimalno izduženje 4D (%)	
F138	Žaren	490	190	40	
	Deformisan u hladnom stanju	860	690	12	
	Ekstra tvrd	1350	-	-	
F1314	Žaren	690	380	35	
	Deformisan u hladnom stanju	1035	862	12	
F1586	Žaren	740	430	35	
	Deformisan u hladnom stanju	1000	700	20	
	Tvrd	1100	1000	10	
F2229	Žaren	931	586	52	
	Deformisan u hladnom stanju	10 %	1062	786	37
		20 %	1262	952	25
		30 %	1496	1227	19
		40 %	1731	1551	12

Ovi čelici se ne mogu kaliti, a mehanički se ojačavaju deformisanjem u hladnom stanju. Deformabilnost austenitnih nerđajućih čelika može se poboljšati žarenjem (pri čemu se izdvajaju karbidi) ili gašenjem (pri čemu se sprečava izdvajanje karbida). Zbog mogućnosti izdvajanja karbida, implantati od nerđajućeg čelika se ne zavaruju [183].

Usled termičke obrade može doći do promene strukture, ali se taj problem može rešiti kontrolom ravnomernog zagrevanja. Drugi nepoželjni efekat termičke obrade je nastanak površinskog oksidnog sloja, koji se mora ukloniti hemijski (kiselinom) ili mehanički

(peskarenjem). Nakon uklanjanja oksidnog sloja, površina se polira do željene hrapavosti, čisti, odmašćuje i pasivizira u rastvoru azotne kiseline [172]. Prilikom pasivizacije obrazuje se tanak film tvrdog, neporoznog i hemijski stabilnog hrom-nitrida. Tako dizajnirani oblici od nerđajućeg čelika, najčešće se koriste u ortopedskoj praksi, i izrađuju od materijala kvalitetima AISI 316LVM F138, F139, F899, F1586, F621 definisanih u standardima *ASTM*.

Osnovni nedostatak nerđajućeg čelika kao biomaterijala je nedovoljna biokompatibilnost, tj. otpuštanje određenih metalnih jona u toku vremena, koji mogu dovesti do raznih patologija [171]. Oslobođaju su uglavnom joni železa, nikla i hroma. Posebno je nikl priznat kao element koji izaziva jaku imunološku reakciju i može izazvati reakcije preosetljivosti, kontaktni dermatitis, astmu, umerenu citotoksičnost [188]. Od 1998. godine, nerđajući čelik sa smanjenim sadržajem nikla, ASTM 1586 (Orthinox), koristi se za izradu femoralnog dela (tela) totalne proteze kuka [189]. Pored toga, 70 % tržišta za zamenu kuka u Velikoj Britaniji zauzimaju implantati, čije je telo napravljeno od nerđajućeg čelika Orthinox [152].

Na osnovu svega prethodno navedenog, može se zaključiti, da iako ga mehanička svojstva i lošija biokompatibilnost čine manje poželjnim biomaterijalom u odnosu na druge metalne biomaterijale, nerđajući čelik ima veću deformabilnost (tri puta veće izduženje u poređenju sa drugim metalnim biomaterijalima). Ovo svojstvo mu je omogućilo da ostane popularan kao materijal za izradu privremenih ortopedskih implantata i komponenti za fiksiranje kosti i implantata za kosti, uz dodatnu prednost - nižu cenu u odnosu na legure titana i kobalta.

5.6.2. Titan i njegove legure

Titan je element iz grupe prelaznih metala sa malom gustinom ($4,5 \text{ g/cm}^3$, što je oko 60 % od gustine železa i skoro polovina od gustine kobalta). Izuzetno je reaktivan, te se u zemljinoj kori nalazi u vidu stabilnog oksida. Iz tog razloga, titan je tek krajem četvrte decenije prošlog veka ušao u komercijalnu upotrebu u SAD. Zahvaljujući brznoj reakciji titana sa kiseonikom na sobnoj temperaturi, na površini titana obrazuje se veoma stabilan pasivizirajući zaštitni oksidni film [158]. Iako je u medicinske svrhe počeo da se upotrebljava znatno kasnije nego drugi metalni biomaterijali, njegova upotreba ubrzo je značajno uvećana zahvaljujući njegovim izuzetnim svojstvima kao što su: visoka specifična čvrstoća, nizak modul elastičnosti, velika biokompatibilnost i nizak nivo toksičnosti.

U svom elementarnom obliku, čist titan ima visoku tačku topljenja $1678 \text{ }^\circ\text{C}$, heksagonalnu gusto pakovanu rešetku (α faza) [176]. Njegova alotropska transformacija počinje na temperaturi oko $885 \text{ }^\circ\text{C}$, kada α faza prelazi u kubnu, zapreminski centriranu rešetku (β faza) [190]. U

literaturi se kategorizacija legura titana najčešće vrši prema fazama prisutnim u mikrostrukturi sobne temperature, pa se na osnovu tog parametra dele na α , $\alpha + \beta$ i β legure [191]. Elementi koji se koriste za legiranje titana mogu se podeliti u tri kategorije: α stabilizatori (Al, O, N, C, B), beta stabilizatori (Mo, V, Nb, Fe, Cr, Si, Ni, Co, Mn, W) i neutralni (Zr, Sn, Hf) [192].

α legure titana pokazuju superiornu otpornost na koroziju, ali je njihova upotreba kao biomedicinskih materijala uglavnom ograničena nižim vrednostima čvrstoće. $\alpha + \beta$ legure pokazuju veću čvrstoću zbog prisustva obe faze. Za razliku od nerđajućeg čelika i Co-Cr legura kod kojih je cilj legiranja poboljšanje otpornosti na koroziju, kod titanovih legura legiranje se obavlja u cilju poboljšanja mehaničkih svojstava. Svojstva ovih dvofaznih legura zavise od hemijskog sastava, relativnog odnosa α i β faze, prethodne termičke obrade, kao i termomehaničkih uslova izrade. β legure titana imaju visoku čvrstoću i umerenu pogodnost za obradu deformisanjem. Pored toga, ove legure imaju jedinstvenu mogućnost kombinovanja niskog modula elastičnosti i odlične otpornosti na koroziju [176]. U tabeli 20 uporedno su prikazana svojstva titana tehničke čistoće (CP) i nekih legura titana.

Tabela 20. Opšta svojstva titana tehničke čistoće i legura titana različitih tipova [193]

Svojstva materijala	Komercijalno čist titan	α legure	$\alpha + \beta$ legure	β legure
Napon tečenja pri 20 °C (MPa)	300–700	700–850	850–1050	900–1000
Čvrstoća na povišenoj temperaturi	Niska (do 300 °C)	Dobra (do 600 °C)	Dobra (do 500 °C)	Dobra (do 500 °C)
Otpornost na puzanje	Niska (do 250 °C)	Dobra (do 450 °C)	Dobra (do 450 °C)	Dobra (do 480 °C)
Toplotna stabilnost	Dobra	Dobra (do 500–600 °C)	Dobra (300–500 °C)	Dobra (do 300 °C)
Sposobnost povećanja čvrstoće	Ne	Ne, u većini slučajeva	Da	Da, u većini slučajeva
Deformabilnost na 20 °C	Dobra do umerena, pri 300 °C dobra	Slaba, pri 600–700 °C dobra	Slaba, pri 500–650 °C dobra	Umerena, pri 500 °C dobra
Zavarljivost	Dobra	Dobra	Od dobre do loše	Dobra

Krajem XX i početkom XXI veka, u biomedicinskom inženjerstvu najčešće su se koristili tehnički čist (CP) titan i dvofazna legura Ti-6Al-4V. Poslednjih godina, Ti-6Al-4V se najviše koristi, za oko 45 % proizvoda od titana, zatim čist titan za oko 30 % svih proizvoda od titana, a na sve ostale legure otpada 25 % [152]. Komercijalno čist titan odlikuje se jednofaznom α mikrostrukturom. Čist titan može sadržati izuzetno nisku količinu železa, azota i kiseonika, dok je ukupan sadržaj ostalih elemenata obavezno niži od 0,7 %.

Zbog neznatnih, ali strogo definisanih razlika u sastavu, čist titan se proizvodi u četiri kvaliteta, koji se obeležavaju brojevima od 1 do 4, kao što je prikazano u tabeli 21. Sa porastom broja raste i vrednost zatezne čvrstoće kojom se odlikuju ove klase čistog titana. U odnosu na legure titana, čist titan se karakteriše povećanom otpornošću prema koroziji, dok se α legure titana odlikuju boljom zavarljivošću od β legura, pri čemu im je čvrstoća i mogućnost oblikovanja niža.

Komercijalno čist titan koristi se, pre svega, u stomatologiji za izradu dentalnih implantata, mada se koristi i u ortopediji u vidu žičanih mrežica, koje služe kao porozne prevlake sinterovane na površini veštačkih zglobova izrađenih od legura titana. Pošto kod njega prevladava α faza (najmanje 95 % mase), svojstva ove legura ne mogu biti značajno izmenjena termičkom obradom. Ojačavanje α legura titana može se postići deformisanjem u hladnom stanju, kombinovanim deformisanjem u hladnom stanju i žarenjem u cilju kontrole veličine α zrna, kao i ojačavanjem usled izdvajanja sekundarnih faza. Najveći uticaj pri ovom ojačavanju kod α legura titana imaju Al, Si, V, Zr, Nb i Sn, elementi velike ili srednje rastvorljivosti u titanu. Bitno je naglasiti da jedino aluminijum, kalaj i cirkonijum stabilizuju α fazu. Zbog toga se pri razmatranju efekata ojačavanja α -čvrstog rastvora titana uzimaju u obzir samo ova tri elementa [194].

Tabela 21. Hemijski sastav čistog titana (ASTM F 67) i legure Ti-6Al-4V (ASTM F 136)

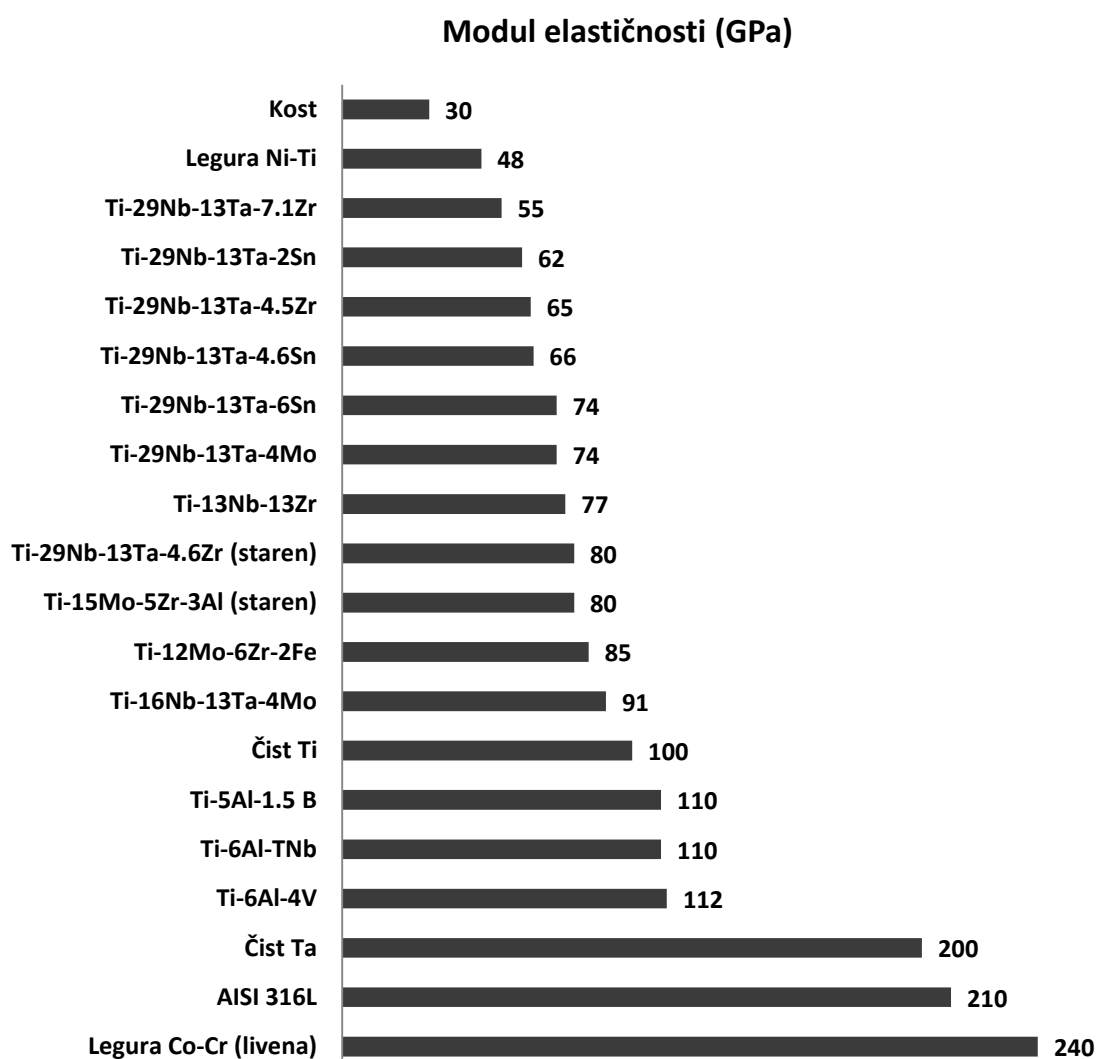
Materijal		N	C	H	Fe	O	Ti
		Maksimalne vrednosti					
Čist titan	ASTM klasa 1	0,03	0,08	0,0150	0,20	0,18	Balance
	ASTM klasa 2	0,03	0,08	0,0150	0,30	0,25	Balance
	ASTM klasa 3	0,05	0,08	0,0150	0,30	0,35	Balance
	ASTM klasa 4	0,05	0,08	0,0150	0,50	0,40	Balance
Ti-6Al-4V		0,05	0,08	0,0125	0,25	0,13	Balance
		*Hemijski sastav izražen u mas. %					

β legure titana često se nazivaju drugom generacijom biomaterijala na bazi titana. Jedan od razloga za njihov razvoj je njihov mali modul elastičnosti. Kod ovih legura, β faza može biti u potpunosti zadržana sve do sobne temperature dovoljno brzim hlađenjem adekvatno pripremljenog rastvora. β legure titana imaju odličnu obradivost deformisanjem, dobru obradivost u hladnom stanju, odličnu prokaljivost kao i vrednosti modula elastičnosti približnijeg kostima.

Dvofazne legure titana ($\alpha + \beta$) dobijaju se legiranjem titana sa α i β legirajućim elementima. Značajno povećanje čvrstoće ovih legura uz relativno mali pad plastičnosti, može da se postigne termičkom obradom, pri čemu zavarljivost ovih legura ostaje ograničena. Mikrostruktura u finalnim proizvodima uglavnom je određena sastavom legure, temperaturom rastopa, brzinom hlađenja i veličinom odlivka. Mikrostruktura može značajno varirati starenjem na temperaturama od 480-650 °C, pri čemu se taloži α faza, praveći finu mešavinu α i β faza. Tretmanom rastvora i starenjem može se povećati čvrstoća ovih legura za 30-50 %, dok njihov modul elastičnosti ostaje skoro nepromenjen. Dugogodišnjim istraživanjima uspešno su razvijene i dvofazne $\alpha + \beta$ legure, sa dispergovanom β fazom u α fazi, sa odličnim karakteristikama, svojstvenim i jednoj i drugoj fazi. Dvofazna $\alpha + \beta$ legura, koja je našla široku primenu u medicinskom inženjerstvu je legura Ti-6Al-4V. Aluminijum stabilizuje α fazu te povećava čvrstoću, korozionu otpornost i zavarljivost. V stabilizuje β fazu i povećava mogućnost ojačavanja termičkom obradom. Mikrostruktura, a samim tim i svojstva ove legure, u velikoj meri zavise od termomehaničkog tretmana kojima je legura izložena tokom izrade, pa se zatezna čvrstoća može kretati u rasponu od 930 MPa za liveno stanje do 1200 MPa za rastvarajuće žareno i stareno stanje [194]. Legura, u čijem je sastavu sadržaj nečistoća snižen, kako bi se žilavost na niskim temperaturama i otpornost prema širenju prsline poboljšale, naziva se legurom sa izuzetno malo intersticija (ELI), odnosno Ti-6Al-4V ELI legura.

Titan i legure titana, posebno legure $\alpha + \beta$ tipa kao što je Ti-6Al-4V, smatraju se najprikladnijim biokompatibilnim metalnim materijalima zbog njihove odlične kombinacije mehaničkih svojstava, otpornosti prema koroziji i biokompatibilnosti. Međutim, vrednost njihovih modula elastičnosti ipak je značajno viša od vrednosti modula elastičnosti ljudske kosti. Pored toga, istraživanja vođena tokom protekle decenije pokazala su da je vanadijum izuzetno toksičan, pa se iz tog razloga intenzivno radi na razvoju novih legura koje sadrže elemente koji nisu toksični za ljudski organizam [183]. Za razvoj novih biokompatibilnih legura titana, izuzetno je značajno i da se postignu niže vrednosti modula elastičnosti. Stoga, osnovna ideja u razvoju novih legura za primenu u medicini je da se vanadijum i aluminijum zamene niobijumom, tantalom i cirkonijumom, kako bi se, na taj način, izbegla negativna svojstva do sada široko primenjivane Ti-6Al-4V legure, jer se pokazalo da je toksičnost Nb, Ta i Zr izuzetno niska. Legure Ti-6Al-7Nb i Ti-5Al-2.5Fe su metalurški slične Ti-6Al-4V leguri, ali ne sadrže vanadijum, za koga je dokazano da je toksičan. Ove legure su razvijene u cilju povećanja biokompatibilnosti i smanjenja modula elastičnosti u odnosu na Ti-6Al-4V leguru, čime se poboljšava biološka prihvatljivost implantata od strane organizma i bolje raspoređuje opterećenje

između implantata i kosti [195]. Na slici 41, prikazane su uporedne vrednosti modula elastičnosti metalnih biomaterijala i kortikalne kosti.



Slika 41. Modul elastičnosti metalnih biomaterijala [196]

Legura Ti-13Nb-13Zr je novijeg datuma, razvijena je u SAD i pokazuje izuzetna svojstva; to je β legura titana i odlikuje se relativno niskim vrednostima modula elastičnosti i čvrstoćom značajno poboljšanom u odnosu na komercijalnu Ti-6Al-4V leguru [197]. Interesantna je za primenu u biomedicinskom inženjerstvu, jer ne sadrži ni Al, niti V, koji imaju veze sa dugotrajnim zdravstvenim problemima, kao što su Alchajmerova bolest, neuropatije i osteomalacije [198].

U pogledu biokompatibilnosti legure titana spadaju u najpoželjnije od svih metalnih biomaterijala, jer u dodiru sa vazduhom spontano formiraju sloj TiO_2 koji sprečava koroziju. To je biomaterijal sa visokom površinskom energijom, i nakon implantacije pruža povoljnu reakciju

tela koja dovodi do apozicije minerala između kosti i titana, te njegove osteointegracije [199]. Mehanička svojstva legura titana zavise od hemijskog sastava, načina izrade i termičkih tretmana, a prikazana su u tabeli 22.

Tabela 22. Mehanička svojstva titana i njegovih legura razvijenih za izradu ortopedskih implantata [185]

Materijali	Modul elastičnosti (GPa)	Napon tečenja (MPa)	Zatezna čvrstoća (MPa)	Izduženje (%)
α - mikrostruktura				
ASTM klasa 1	115	170	240	24
ASTM klasa 3	115	380	450	18
ASTM klasa 4	115	480	550	15
$\alpha+\beta$ - mikrostruktura				
Ti-6Al-4V	110	860	930	10-15
Ti-6Al-7Nb	105	795	860	10
Ti-5Al-2.5Fe	110	820	900	6
Ti-3Al-2.5V	100	585	690	15
β - mikrostruktura				
Ti-13Nb-13Zr	79-84	840-910	970-1040	10-16
Ti-12Mo-6Zr-2Fe (TMZF)	74-85	1000-1060	1060-1100	18-22
Ti-15Mo	78	655	800	22
Ti-15Mo-5Zr	75-88	870-970	880-980	17-20
Ti-15Mo-2.8Nb-0.2Si-0.26O (21SRx)	83	950-990	980-1000	16-18
Ti-16Nb-10Hf	81	730-740	850	10
Ti-35.5Nb-7.3Zr-5.7Ta (TNZT)	55-66	800	830	20
Ti-(70-80)Ta	80-100	350-600	600-650	10-25
Ti-Ta-Nb/Nb/Sn	40-100	400-900	700-1000	17-26

Pored biokompatibilnosti, velika prednost titanovih legura, u poređenju sa drugim metalnim biomaterijalima je velika specifična čvrstoća (odnos čvrstoće i gustine). U poređenju sa nerđajućim čelicima i Co-Cr legurama, titan je superioran u pogledu specifične čvrstoće, ali lošiji po tribološkim svojstvima. Međutim, legure visoke čvrstoće imaju i veliku osetljivost na koncentraciju napona i naponsku koroziju. Otpornost na koncentracije napona može da se definiše kao mera sposobnosti materijala da se u područjima visokih napona plastično deformiše, umesto da dođe do pojave prsline ili loma [194]. Zbog toga, mehanički pouzdan implantat od titanove legure tek treba da postane realnost. Pored toga, glavna mana titanovih legura (slaba otpornost na habanje) može se poboljšati primenom nekog od postupaka ojačavanja površine ili nanošenjem prevlaka.

Pored loših triboloških svojstava, za titan su vezane i razne poteškoće oko izrade, koje su uslovljene njegovom velikim afinitetom prema kiseoniku. Naime, potrebno je obezbediti atmosferu inertnog gasa za obradu na visokim temperaturama ili da se obrada izvodi u vakuumu. Iz istih razloga, bilo koja termička obrada mora se izvoditi na temperaturi ispod 925 °C. Legure titana, naročito β legure, teško se obrađuju rezanjem; potrebne su veće sile nego kod čelika a manje brzine rezanja, jer brzo zagrevaju i habaju rezni alat.

5.6.3. Kobaltove superlegure

Superlegura Co-Mo je prvo razvijena za primenu kod avionskih motora, pod nazivom stelit [167]. Legure na bazi Co prvi put su primenjene u medicinske svrhe 1930. godine, kada počinje razvoj i istraživanje u ovoj oblasti. Prva superlegura na bazi kobalta, Co-Cr-Mo, pod nazivom *Vitalium dentura*, koja je bila namenjena za primenu u zubarstvu pojavila se 1940. godine. Dva osnovna elementa kobalt i hrom formiraju čvrsti rastvor sve do 65 % hroma, a Mo se dodaje da stvori finija zrna, što povećava čvrstoću posle oblikovanja ili kovanja [183]. Daljnim razvojem i modifikacijom ove legure razvijene su superlegure pogodne za kovanje i precizno livenje, a koristile su se za izradu vatrootpornih delova, za turbo kompresore avionskih motora i turbina, kao i za proizvodnju implantata komplikovane konfiguracije [158]. Procentualni maseni udeo pojedinih legirajućih elemenata propisan je ASTM standardima i naveden u tabeli 23.

Tabela 23. Hemijski sastav (mas. %) Co-Cr legura koje se koriste za izradu ortopedskih implantata [185]

ASTM standard	Cr	Mo	Ni	Fe	C	Si	Mn	W	P	S	Ostalo
F75	27–30	5–7	1,0	0,75	0,35	1,0	1,0	0,2	0,02	0,01	0,25 N; 0,3Al; 0,01B
F799 (nizak sadržaj C)	26–30	5–7	1,0	0,75	0,05	1,0	1,0	-	-	-	0,25N
F799 (visok sadržaj C)	26–30	5–7	1,0	0,75	0,25	1,0	1,0	-	-	-	0,25N
F563	18–22	3–4	15–25	4–6	0,05	0,5	1,0	3–4	-	0,01	0,50–3,50Ti
F562 (MP35N)	19–21	9–10,5	33–37	1,0	0,025	0,15	0,15	-	0,015	0,01	1,0Ti
F90	19–21	-	9–11	3,0	0,05–0,15	0,40	1,0–2,0	14–16	0,04	0,03	-
F1058	19–21	6–8	14–16	Ost.	0,15	1,2	1,0–2,0	-	0,015	0,015	0,10 Be; 39,0– 41,0 Co

Napomena: U tabeli su navedene intervalne ili maksimalne vrednosti.

Legure na bazi Co-Cr su bolje u odnosu na nerđajući čelik sa aspekta otpornosti na koroziju, što je i očekivano, s obzirom na hemijski sastav. Naime, visok sadržaj hroma dovodi do spontanog formiranja sloja pasivnog oksida (Cr_2O_3) u dodiru sa tkivnim tečnostima. Uloga hroma i drugih legirajućih elemenata na svojstva ovih legura, prikazana je u tabeli 24.

Cr, Mo i Ni povećavaju otpornost na koroziju, slično kao kod nerđajućeg čelika. W se dodaje da bi se povećala čvrstoća rastvora i kontrolisao raspored i veličina karbida. Međutim dodatak W smanjuje otpornost na koroziju i korozioni zamor ovih legura. Stoga, legure Co-20Cr-15W-10Ni i Co-Ni-Cr-Mo-W-Fe imaju ograničenu primenu samo na privremene implantate (pločice i žice za fiksaciju kosti), kako zbog nezadovoljavajuće otpornosti na koroziju, tako i zbog visoke količine oslobađanja toksičnih jona nikla, kada se koristi za trajne implantacije [152].

Tabela 24. Uticaj legirajućih elemenata na svojstva Co-Cr legura

Element	Na korozionu otpornost	Na mikrostrukturu	Na mehanička svojstva
Cr	Cr_2O_3 povećava	Formira Cr_{23}C_6	Povećava otpornost na habanje
Mo	Povećava	Usitnjava veličinu zrna	Povećava čvrstoću rastvora
Ni	Povećava	-	Povećava čvrstoću rastvora; Povećava livkost
W	Smanjuje	Smanjuje šupljine usled skupljanja, gasne šupljine i segregacije na granicama zrna	Povećava čvrstoću rastvora; Smanjuje otpornost na korozioni zamor
C	-	Formira Cr_{23}C_6	Povećava livkost; Povećava otpornost na habanje

Legure kobalta su se u početku koristile samo za livenje komponenti, dok su kasnije razvijene i legure za obradu plastičnim deformisanjem. Dve najčešće korišćene Co-Cr legure su: (1) Co-Cr-Mo legura za livenje (prema standardu ASTM F75) i (2) legura za vruće kovanje Co-Ni-Cr-Mo (prema standardu ASTM F562). Prva legura za livenje decenijama je korišćena u stomatologiji, a u poslednje vereme sve više se primenjuje za izradu veštačkih zglobova u biomedicini [183]. Detaljnije informacije o ovim legurama i standardima nalaze se u tabeli 25.

Kobalt je esencijalni element koji se u tragovima nalazi kod sazrevanja humanih eritrocita [200]. Ukoliko je prisutan u većim količinama, može izazvati ozbiljne neželjene posledice po zdravlje kao što su: kardiomiopatija kod strastvenih pivopija [201] i kontaktni dermatitis [202]. Toksičnost kobalta je takođe dokumentovana kroz patologiju sistemskih neuroloških simptoma kod nekih pacijenata sa ugrađenim veštačkim kukom tipa metal na metal, posle 4-5 godina od implantacije [203]. Što se tiče metalnih implantata, nema studija ni istraživanja o sistemske

toksičnosti molibdena [152]. Toksičnost volframa je veoma niska, ali implantabilni materijali od ovog metala degradiraju veoma brzo u telu, i ostaju u serumu, najverovatnije u vidu čestica volframa [204].

Tabela 25. Legure Co-Cr koje se koriste za izradu implantata [185]

ASTM standard	Nominalni sastav	Izrada	Primena
F75-98	Co-28Cr-6Mo	Livenjem	Stalni implantati
F90-97	Co-20Cr-15W-10Ni	Deformisanjem	Privremeni implantati
F562-95	Co-35Ni-20Cr-10Mo	Deformisanjem	Stalni implantati
F563-95	Co-Ni-Cr-Mo-W-Fe	Deformisanjem	Privremeni implantati
F799-99	Co-28Cr-6Mo	Kovanjem	Stalni implantati
F961-96	Co-35Ni-20Cr-10Mo	Kovanjem	Stalni implantati
F1058-97	Co-Cr-Ni-Mo-Fe	Deformisanjem	Stalni implantati
F1537-94	Co-28Cr-6Mo	Deformisanjem	Stalni implantati

Uopšteno govoreći, kroz razna *in vitro* ispitivanja pokazano je da legura Co-Cr-Mo ima znatno manju toksičnost od čistog kobalta ili nikla zbog svoje izuzetne otpornosti na koroziju [205]. Odlična otpornost na koroziju ovih legura posledica je legiranja hromom, a mehanička svojstva, bolja od nerđajućeg čelika, posledica su kristalografske prirode kobalta kao osnovnog elementa.

Modul elastičnosti čistog kobalta je oko 210 GPa kod zatezanja i oko 180 GPa kod pritiskivanja, koji je približno jednak modulu elastičnosti železa i nikla. Bolja otpornost na habanje i zamor kobaltovih legura u odnosu na legure železa, javlja se zbog dve gusto pakovane kristalne ćelije: heksagonalne gusto pakovane i površinski centrirane kubne rešetke. Livene legure su bolje u pogledu otpornosti na habanje, otpornosti na piting i koroziju u pukotinama; s druge strane livene legure su inferiornije u odnosu na kovane u pogledu dinamičke čvrstoće i žilavosti [152].

Način izrade Co-Cr legura ima značajan uticaj na mehanička svojstva. Generalno, deformisane/kovane legure imaju veće vrednosti čvrstoće od livenih. Primarni mehanizam ojačavanja kod Co-Cr legura, izrađenih plastičnim deformisanjem u hladnom stanju, potiče od transformacije dela čvrstog rastvora iz površinski centrirane kubne rešetke u heksagonalno gusto pakovanu kristalnu rešetku. Mehanička svojstva livenih i deformisanih legura kobalta prikazana su u tabeli 26, gde je očigledno da većina ima napone tečenja veće od 500 MPa. Međutim, ove legure se veoma teško obrađuju. Zbog toga, najprihvatljiviji metod obrade implantata od Co-Cr legura je funkcija kompromisa između troškova i svojstava. U tom smislu, gde se livenjem dobijaju zadovoljavajuća mehanička svojstva, ovaj metod će imati prioritet u odnosu na

deformisanje. Nasuprot tome, u slučajevima gde je potrebna maksimalna čvrstoća, implantati će se raditi presovanjem u toplom stanju ili kovanjem.

Tabela 26. Mehanička svojstva livenih i deformisanih legura kobalta [185]

Legura/stanje	Modul elastičnosti, (GPa)	Zatezna čvrstoća, (MPa)	Uslovni napon tečenja $R_{p0.2}$ (MPa)	Izduženje, (%)
F75/liveno, žareno	210	650–890	450–520	11-17
F75/sinterovano	250	1280	840	
F799/kovano u toplom stanju	210	1400–1590	900–1030	28
F90/žareno	210	950–1220	450–650	
F90/44 % deformisano u hladnom stanju	210	1900	1610	
F562/kovano	230	1210	960–1000	
F562/deformisano u hladnom stanju, stareno	230	1800	1500	8
F563/žareno	230	600	280	50
F563/deformisano u hladnom stanju	230	1000–1310	830–1170	12–18
F563/ deformisano u hladnom stanju, stareno	230	1590	1310	
F1058 žica	230	1860–2280	1240–1450	

ASTM F75, F799, F90 I F562 su najčešće korišćene Co-Cr legure za izradu implantata. Legura definisana standardom ASTM F75 predviđena je za izradu implantata livenjem, ima izuzetnu otpornost na habanje i odličnu otpornost na koroziju. Za proizvodnju delova komplikovane konfiguracije, koristeći uslove i metode koje su razvijene za potrebe zubarstva, razvijen je postupak preciznog livenja, a kada su u pitanju implantati, livenje se obavlja u vakuumu. Totalna proteza kuka napravljena od ove legure još se susreće, zbog svojih odličnih triboloških karakteristika u kombinaciji sa polietilenskom čašicom, tj. zglob metal-polietilen. Glavni nedostatak ove legure jeste mala čvrstoća, određena izrazito krupno-zrnastom strukturom.

ASTM F799 je verzija legure F75 za obradu deformisanjem, kod koje se konačan oblik dobija kovanjem u toplom stanju grubih šipki do konačnog oblika. Sadržaj ugljenika kod legura za obradu deformisanjem mora biti dovoljno nizak, kako bi imale dobru kovnost. Niski sadržaj ugljenika smanjuje otpornost na habanje plastično deformisanih legura, ali su zato ovako izrađeni implantati superiorni u pogledu dinamičke čvrstoće. Čvrstoća legure F799 je skoro duplo veća od legure F75 koja se izrađuje livenjem. Savremene proteze zglobova metal-metal se skoro uvek izrađuju od legure F799.

ASTM F90 definiše hemijski sastav i svojstva legure Co–Cr–W–Ni za deformisanje. Volfram i nikel se dodaju kako bi se poboljšala obradivost [148]. U žarenom stanju, mehanička svojstva legure F90 su slična sa livenom F75 legurom, ali hladnim deformisanjem čvrstoća se može povećati i preko 100 %.

Standard ASTM F562 definiše sastav i svojstva Co–Ni–Cr–Mo legure za obradu deformisanjem. Legure tipa Co-Ni-Cr-Mo mogu se obrađivati kovanjem u toplom stanju ili vučenjem u hladnom stanju. Kovanjem se postiže fina homogena sitnozrnasta kristalna struktura bez prisustva mikroporoziteta što dovodi do poboljšanja mehaničkih svojstava. Važno je napomenuti, da se deformisanjem u hladnom stanju i starenjem F562 legure, može postići zatezna čvrstoća i preko 1795 MPa, što je najveća čvrstoća kod biomaterijala, uz izduženja nešto preko 8 %. Obrada deformisanjem u hladnom stanju može znatno povećati čvrstoću legura, ali se pri tome javljaju teškoće tokom deformisanja, posebno kod izrade velikih delova. Stoga se implantati velikih dimenzija izrađuju samo kovanjem u toplom stanju. Eksperimentalna istraživanja ukazuju da je količina rastvorenog Ni iz Co-Ni-Cr-Mo legure u Ringerovom rastvoru na 37 °C, ista kao i kod AISI 316L nerđajućeg čelika (3×10^{-10} g/cm²/d), iako je sadržaj Ni skoro tri puta veći kod Co-Ni-Cr-Mo legure.

Superiorna dinamička čvrstoća Co-Cr-Mo legura čini ih veoma prikladnim za izradu veštačkih zglobova. Procene su, da je trenutno u svetu 20 % od ukupnog broja ugrađenih femoralnih komponenti endoproteze zgloba kuka, napravljeno od kovane Co-Cr-Mo legure. Proteze veštačkog kolena i skočnog zgloba se skoro isključivo izrađuju od Co-Cr-Mo legure sa polietilenskim umetkom. Upotreba Co-Cr legura za fiksaciju preloma kostiju, izradu srčanih zalistaka i dentalnih implantata još uvek nije uobičajena, zbog velikih troškova izrade u poređenju sa nerđajućim čelikom [152].

Pored visoke cene, glavni nedostaci ovih legura predstavljaju toksičnost i tzv. „efekat zaštite od napona“, koji se javlja kao posledica visokih vrednosti modula elastičnosti, što loše utiče na učvršćenost i dugovečnost implantata. S druge strane, Co-Cr legure su superiornije u poređenju sa nerđajućim čelikom u pogledu otpornosti na koroziju, zamor i habanje. Premda nesavršene, kovane Co-Cr-Mo legure i dalje su najpopularniji metalni biomaterijali za izradu veštačkih zglobova, čime se poboljšava kvalitet života na desetine hiljada ljudi širom sveta [152].

6. IZBOR BIOMATERIJALA PRIMENOM METODA VIŠEKRITERIJUMSKE ANALIZE

6.1. Čvrstotkivni implantati

Glavna funkcija skeleta je da obezbedi osnov za držanje sistema organa, i da odredi pravac, smer i obim pokreta tela. Kost obezbeđuje oslonac za većinu skeletnih mišića i ligamenata. Kada se mišići skupljaju, duge kosti deluju kao poluge, sa zglobovima koji deluju kao oslonci, u cilju pokretanja tela [179].

Biomaterijali se uspešno koriste za uspostavljanje funkcije traumatizovanih ili degenerisanih vezivnih tkiva, čime se značajno poboljšava kvalitet života bolesnika. U prošlosti, implantati su pravljeni uz nedovoljno poznavanje biomehanike. U skladu sa tim, klinički rezultati nisu bili ohrabrujući. Podstaknute istraživačke aktivnosti u vezi sa mehanikom zgloba i materijala, dovele su do unapređenih oblika, sa boljim učinkom i *in vivo* uslovima. Dokaz tome je i dugotrajno poboljšanje uspeha totalne zamene zglobova donjih ekstremiteta. Uporedo su istraživači i hirurzi razvili sredstva za fiksaciju i drugih zglobova, uključujući i intervertebralne diskove [206].

Čvrstotkivni implantati imaju komplikovanu konfiguraciju i izrađuju se od legura pogodnih za precizno livenje u vakuumu, kovanje i hladno deformisanje uz neophodnu završnu mehaničku obradu, u cilju povećanja otpornosti implantata na lom usled zamora materijala. Danas se u ortopedskoj hirurgiji uglavnom koriste nerđajući čelici (austenitni i ojačani taloženjem), superlegure na bazi kobalta (Co-Cr legure), titan i njegove legure i, veoma retko, kompozitni materijali [207].

Ortopedski implantati mogu se podeliti u četiri glavne grupe [208]:

- osteosintetski implantati (za stabilizaciju i fiksaciju kosti),
- endoprotetski implantati (za zamenu zglobova),
- nekonvencionalni modularni implantati (za zamenu tkiva oštećenih tumorom) i
- spinalni implantati.

U okviru doktorske disertacije razmatrane su samo prve dve grupe čvrstotkivnih implantata zbog obimnosti materije i prethodnog iskustva samog autora. Naime, u nastavku su detaljno opisana tri problema izbora materijala:

1. Izbor materijala pločice za fiksaciju preloma kosti,
2. Izbor materijala tela endoproteze kuka,
3. Izbor materijala femoralne komponente endoproteze kolena.

6.2. Izbor materijala pločice za unutrašnju fiksaciju preloma kosti

6.2.1. Opis problema

Kost može da regeneriše i remodeluje svoju mikro i makro strukturu. To se postiže preko osetljive ravnoteže između *osteogenog* (koji stvara kost) i *osteoklastičnog* (koji rastvara kost) procesa. Kost se adaptira novim mehaničkim uslovima promenom ravnoteže između osteogeneze i osteoklaze. Drugim rečima, ako na kost dejstvuje opterećenje veće od fiziološkog, ravnoteža se pomera prema osteogenoj aktivnosti. I obratno, ako je prisutan manji mehanički napon, ravnoteža se pomera ka osteoklastičnoj aktivnosti. Ova pojava poznatija je u literaturi kao Volfov zakon remodelovanja kosti [209].

Osteosinteza podrazumeva hirurški zahvat kojim se spajaju i učvršćuju fragmenti kosti nakon preloma ili osteotomije. Prirodna sposobnost regeneracije kosti obezbeđuje različite mehanizme za obnovu mesta preloma. Kod nekompletnog preloma (naprsline) kosti, koji dozvoljava samo mikropokrete između fragmenata na mestu preloma, ona zarasta bez ili uz malu količinu kalusa po liniji preloma – primarno zarastanje. Potpuni prelom, koji je nestabilan i dovodi do makropokretljivosti fragmenata, zarasta uz mnogo kalusa koji nastaje iz obe strane kosti – sekundarno zarastanje.

Lečenje preloma lokomotornog aparata predstavlja oko 70 % od ukupne delatnosti ortopedske hirurgije. Ova grana medicine je skupa, kako zbog materijala koji je potreban za njeno normalno funkcionisanje, tako i zbog posledica povređenih koji uglavnom pripadaju radnosposobnoj grupaciji stanovništva. Saobraćajni traumatizam zauzima prvo mesto ali su u stalnom porastu i povrede na radu, u sportu i rekreaciji, a nažalost, krajem XX i početkom XXI veka u velikom su porastu i ratne rane sa prelomima. Prelomi su sve teži a njihovo lečenje sve komplikovanije. S druge strane, prelomi kod starijih ljudi usled osteoporoze, zahtevaju urgentno hirurško lečenje, jer ukoliko se ono ne primeni, u roku od 6 meseci umire oko 40 % povređenih sa prelomom kuka [210].

Ciljevi lečenja preloma kostiju su postizanje brzog zarastanja, uspostavljanje funkcije i očuvanje estetskog izgleda, bez opštih ili lokalnih komplikacija. Pri izboru načina lečenja podrazumeva se izbegavanje mogućih neadekvatnih stanja, kao što je prevelika pokretljivost između fragmenata prelomljene kosti, jer se time može odložiti ili sprečiti njeno zarastanje. Hirurško lečenje može biti spoljnom fiksacijom, gde se ne zahteva otvaranje na mestu preloma, ili unutrašnjom fiksacijom, kod koje je potrebno otvaranje na mestu preloma. Sa aspekta biomaterijala, značajnije je lečenje unutrašnjom fiksacijom, gde se fragmenti prelomljenih

kostiju fiksiraju pomoću implantata (žica, zavrtnjeva, pločica i/ili intramedularnih klinova). Za rekonstrukciju dugih kostiju kao i rekonstrukciju kičmenih pršljenova, koriste se čvrstotkivni implantati. U zavisnosti od vrste defekta i primenjene tehnike rekonstrukcije, može se sresti širok spektar različitih koncepata i primenjenih implantata. Optimalan implantat za osteosintezu ispunjava dve funkcije:

1. repozicija fragmenata za vreme operacije i
2. stabilizacija fragmenata za vreme zarastanja.

Sva sredstva za unutrašnju fiksaciju moraju odgovarati određenim zahtevima za biomaterijale, među kojima su: biokompatibilnost, dovoljna čvrstoća bez ograničenja dimenzija, otpornost na koroziju. Pored toga, sredstvo za fiksaciju treba da obezbedi podesne mehaničke uslove za zarastanje preloma. Većina sredstava za unutrašnju fiksaciju ostaje u organizmu kada prelom zarasta, često izazivaju nelagodnost i zahtevaju uklanjanje.

Pločice za osteosintezu, posle hirurške ekspozicije kosti, dolaze na periost i ostaju ispod mišićnog tkiva gde deluju kao ulošci koji omogućavaju zarastanje kosti. Osnovna funkcija im je stabilizacija koštanih fragmenata, a proizvode se najčešće od titana ili nerđajućeg čelika. Brojni su proizvođači i koncepti dizajna implantata. Pločice se razlikuju po veličini i prilagođenosti posebnim anatomskim regijama.

Napretkom biomedicinskog inženjerstva ostvaruje se sve veći uspeh u kvalitetu rekonstrukcije, ali i u komfornosti pacijenata tokom i nakon intervencije. Razvoj novih materijala i metoda inženjerstva površine, u značajnoj meri utiču na ovaj deo nauke o biomaterijalima.

6.2.2. Pločice za unutrašnju fiksaciju kosti

Unutrašnja fiksacija kostiju podrazumeva privremenu ili trajnu ugradnju u ljudsko telo nekog stranog materijala, tj. implantata. Glavna prednost unutrašnje fiksacije je što posle zarastanja operativne rane, pacijent nema obavezu da se često javlja lekaru. S druge strane, nedostaci unutrašnje fiksacije su oštećenje intramedularne vaskularizacije (kod primene intramedularnog klina) i oštećenje periostalne vaskularizacije kod primene pločica. Prelomi u predelu kuka su najčešći kod starijih ljudi i to češće kod osoba ženskog pola (zbog osteoporoze u tim godinama). Kod približno polovine povređenih radi se o prelomu vrata butne kosti, a kod druge polovine o prelomu u trohanternom predelu. Ovi prelomi obuhvataju oko 30 % kapaciteta postelja svih ortopedsko-traumatoloških ustanova u svetu [210].

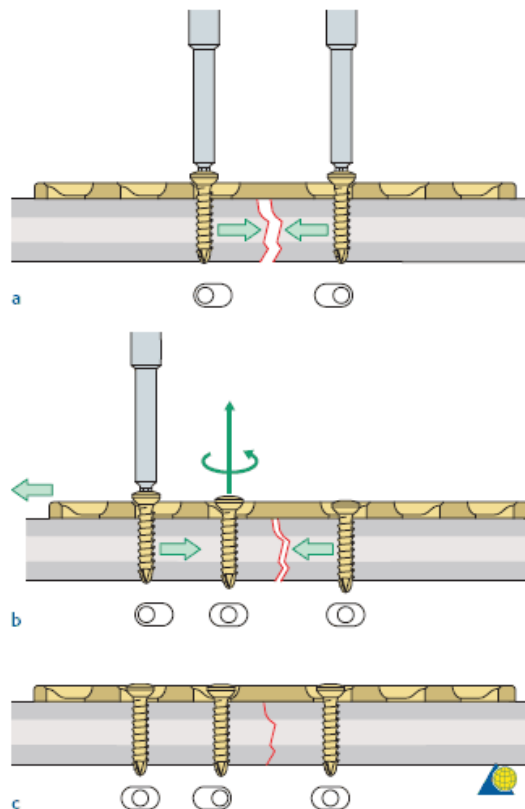
Za fiksaciju delova kostiju (najčešće dugih) uobičajeno se koriste pločice za unutrašnju fiksaciju. Izrađuju se u veoma različitim oblicima i gabaritima (slika 42). Pločice mogu da budu veoma krute, ako su namenjene primarnom zarastanju kostiju, ali i relativno fleksibilne, ako je cilj da olakšaju fiziološko opterećenje kosti. Krutost i čvrstoća pločice pri savijanju zavise od oblika poprečnog preseka i materijala od koga je napravljena, odnosno od njegovog modula elastičnosti. Prema tome, najslabiji deo pločice je otvor za zavrtnj usled smanjene površine poprečnog preseka, naročito kada je on prazan. Tako će pri istim dimenzijama, pločica od legure titana imati manju krutost od pločice koja je napravljena od nerđajućeg čelika, jer moduli elastičnosti za titan i nerđajući čelik iznose 110 GPa odnosno 200 GPa.



Slika 42. Pločice za unutrašnju fiksaciju kosti

Krute pločice štite kost ispod njih od fizioloških opterećenja koja su neophodna za njeno zdravo zarastanje, čime usporavaju ili onemogućavaju proces osteosinteze. Na sličan način ravne pločice, koje su čvrsto pripijene uz kost, sprečavaju krvne sudove da ishranjuju njene spoljne delove. Zbog toga je trend u kliničkoj praksi korišćenje fleksibilnih pločica (koje bi omogućile mikro-pokrete) i pločica sa smanjenim kontaktom (kako bi se uspostavila prokrvljenost kosti). Glavni razlozi ovih promena leže u povećanju stepena zarastanja kosti i smanjenju gubitka koštane mase u regiji ispod pločice, jer su to ujedno i faktori koji mogu dovesti do ponovnog loma oslabljene kosti nakon vađenja pločice [179].

Interakcija kosti i pločice je izuzetno važna, jer njih dve čine složenu strukturu. Stabilnost kompleksa pločica-kost, kao i trajnost pločice, zavise od tačne repozicije preloma. Kod preloma dugih kostiju, pločica se postavlja sa strane kosti koja je više opterećena pri naprezanju. Pravilno postavljanje fragmenata kostiju, kao i nastanak kompresije između njih usled naprezanja, veoma je bitno za održavanje stabilnosti fiksacije i sprečavanje ponavljanja velikih napona savijanja i otkaza usled zamora materijala pločice. Pritisak između delova prelomljene kosti može se postići primenom tzv. dinamičke kompresione pločice [211]. Ove pločice imaju otvore za zavrtnje eliptičnog oblika sa drugom osom orijentisanom paralelno sa osom pločice (slika 43).



Slika 43. Fiksacija kosti pomoću dinamičke kompresione pločice [211]

Pločice za fiksaciju kostiju često se oblikuju u operacionoj sali, kako bi se prilagodile nepravilnom obliku kosti, te kako bi se postigao maksimalni kontakt delova prelomljene kosti. Međutim, velika deformacija (savijanje) pločice smanjuje njenu trajnost. Najčešći uzroci otkaza fiksacije pločica-zavrtanj su labavi zavrtnji i slaba (neodgovarajuća) pločica. Lom pločice se javlja najčešće usled mehaničkog preopterećenja, zamora na mestu otvora za zavrtanj (gde su najveći naponi) i/ili korozije na mestima sa prslinama [212].

Imajući u vidu sve do sada navedene činjenice, potpuno je jasno da izbor materijala za izradu pločica za unutrašnju fiksaciju, ima veoma važnu i odgovornu ulogu u procesu lečenja preloma kostiju. Zbog toga će u nastavku, biti reči o izboru biomaterijala za izradu ovih pločica pomoću metoda VKA.

6.2.3. Izbor kriterijuma za ocenu materijala

U prethodnom poglavlju navedeni su najosnovniji i najznačajniji podaci, vezani za pločice za fiksaciju kosti. U poglavlju 5.6. *Metalni biomaterijali* navedeni su neophodni zahtevi i željena svojstva biomaterijala, nedostaci i ograničenja, kao i primena pojedinih metalnih biomaterijala. U poglavlju 4. detaljno su opisani svi koraci i neophodna matematička operativa za rešavanje problema izbora materijala metodama VKA. Pored toga, u tom poglavlju detaljno su opisane

metode VKA, normalizacije i određivanja relativnih značajnosti kriterijuma koje su primenjene za izbor biomaterijala. Na kraju, navedene su dve metode koje se koriste za upoređenje i analizu rezultata dobijenih pomoću različitih metoda VKA.

Cilj ovog poglavlja je detaljna analiza zahteva i funkcije pločica za unutrašnju fiksaciju i primena VKA za izbor najpogodnijeg biomaterijala. U tom smislu, najpre je izvršen izbor kriterijuma, na osnovu kojih će se rangirati kandidati materijala. Sagledavajući funkciju kosti i okruženje u kojoj se nalazi implantirana pločica, a na bazi svega prethodno navedenog, kriterijumi za izbor biomaterijala pločica za unutrašnju fiksaciju kosti su:

1. Napon tečenja (C1);
2. Zatezna čvrstoća (C2);
3. Izduženje (C3);
4. Modul elastičnosti (C4);
5. Gustina (C5);
6. Žilavost loma (C6);
7. Korozijska postojanost (C7);
8. Biokompatibilnost (C8);
9. Obradivost (C9);
10. Cena (C10).

Napon tečenja je vrlo bitna mera mehaničkog ponašanja materijala. Naime, on ukazuje na to, pri kom naponu počinju trajne deformacije, ili uslovno rečeno, kada se završava oblast elastičnih deformacija. Zbog toga je poželjno da materijal od koga se izrađuju pločice ima što veći napon tečenja. Kao i ostali tehnički naponi izražava se u MPa (N/mm^2).

Zatezna čvrstoća predstavlja uobičajeno korišćenu meru čvrstoće nekog materijala. Izračunava se pri statičkom zatezanju materijala i predstavlja maksimalni tehnički napon koji neki materijal može da izdrži kod opterećenja zatezanjem. U pogledu dizajna pločica za fiksaciju kosti, poželjna je što veća čvrstoća materijala, a samim tim i što veće vrednosti zatezne čvrstoće. Izražava se u MPa (N/mm^2).

Izduženje materijala predstavlja meru deformabilnosti materijala usled opterećenja zatezanjem. Za materijal koji se koristi za izradu pločica, poželjan je materijal velike duktilnosti, kako ne bi došlo do iznenadnog i neželjenog prevremenog loma pločice. S druge strane, veće vrednosti izduženja ukazuju i na veću pogodnost materijala za obradu nekom od tehnika plastičnog deformisanja. Izražava se u %.

Modul elastičnosti predstavlja meru krutosti nekog materijala, tj. meru suprotstavljanja elastičnom deformisanju usled opterećenja. Što je manja deformacija koju izaziva neko

opterećenje, to je veći modul elastičnosti, tj. materijal je krući. U pogledu zahteva za izradu pločica, poželjno je da modul elastičnosti implantata bude što približniji modulu elastičnosti kortikalne kosti, kako bi se opterećenje ravnomerno prenelo sa kosti na pločicu i obratno sa pločice na kost. Nažalost, metalni materijali imaju mnogo veću krutost od krutosti kosti, što u mnogim slučajevima može dovesti do niza neželjenih posledica, kao što je razlabavljenje fiksirane pločice, „efekat zaštitnog napona“, o čemu je već bilo reči u poglavlju 5. Obično se izražava u GPa, mada se može izraziti i u MPa.

Gustina materijala je fizičko svojstvo koje predstavlja meru mase (težine) jedinične zapremine. Poznato je da metali imaju mnogo veću gustinu od bioloških tkiva, što je ujedno i jedan od glavnih njihovih nedostataka za primenu u biomedicini. U tom pogledu, najpoželjniji su biomaterijali gustine približne kortikalnoj kosti (legure titana). Izražava se u g/cm^3 .

Žilavost loma ili kritična vrednost faktora intenziteta napona (K_{Ic}) predstavlja pojam iz mehanike loma, koji ukazuje na osetljivost materijala na koncentraciju napona odnosno na širenje prsline mehanički opterećenog elementa. Veliku osetljivost na koncentraciju napona imaju superčvrste legure, kao što su metalni biomaterijali, o čemu je već bilo reči u poglavlju 5.6. Žilavost loma može se definisati kao sposobnost dela sa prslinom ili defektom da izdrži opterećenje bez otkaza. Kritična vrednost faktora intenziteta napona za neki materijal je sama po sebi svojstvo materijala. Žilavost loma je najmanja otpornost materijala na rast prsline i određuje se prema standardnoj proceduri [213, 214]. U bazama podataka izabranih kandidata biomaterijala nije kod svih eksplicitno navedena vrednost za K_{Ic} , koja se izražava u $\text{MPam}^{-1/2}$. Na osnovu dostupnih podataka iz literature i komparativnih ocena klasa materijala po ovom kriterijumu, izvršena je kvalitativna ocena prema fazi skali sa 11 podeoka.

Koroziona postojanost je veoma važna pri razmatranju zahteva za dizajn pločice za fiksaciju kosti. Razlog tome je njihovo okruženje telesnim tečnostima, koje predstavljaju vodeni rastvori soli i pratećih enzima i proteina, i veoma su agresivne na materijal implantirane pločice. Korozija je dvostruko štetna: u kombinaciji s promenljivim opterećenjem može dovesti do loma implantata, a dokazano je da su produkti korozije toksični, o čemu je bilo više reči u poglavlju 5. Međutim, imajući u vidu privremeni karakter implantacije pločica do zarastanja kosti, to ovaj zahtev nije toliko rigorozan kao kod trajnih implantata. Ocene performansi materijala kandidata u pogledu korozione postojanosti, date su prema fazi skali, na osnovu mnogobrojnih rezultata istraživanja, prikazanih kroz članke i udžbenike.

Biokompatibilnost predstavlja najznačajnije svojstvo biomaterijala. U poglavlju 5 bilo je dosta reči na temu biokompatibilnosti. Najgrublje rečeno, što je veća tolerancija organizma na

biomaterijal, to je veća i biokompatibilnost. Sa aspekta biokompatibilnosti najbolji je tehnički čist titan, dok su neki elementi, kao što su nikl, vanadijum, hrom, kobalt i aluminijum označeni kao nepoželjni. Za ocenu performansi biokompatibilnosti korišćena je fazi skala. Budući da se pločice ugrađuju na određeno vreme, dok se ne završi proces zarastanja i stvaranja stabilnog kalusa (do nekoliko meseci), to nije ovaj kriterijum toliko naglašen kao kod izrade trajnih implantata. U svakom slučaju, poželjna je što veća biokompatibilnost.

Obradivost materijala je uvedena kao kriterijum koji ukazuje na tehničke mogućnosti za oblikovanje i obradu proizvoda od razmatranog materijala. Indirektno se može smatrati da su preko ovog kriterijuma uzeti u obzir troškovi na koje se mora računati prilikom oblikovanja pločice i dovođenja do projektnih zahteva u pogledu dimenzija i kvaliteta. S obzirom na to, da je nemoguće broјčano oceniti obradivost nekog materijala, ocene performansi po ovom kriterijumu su bazirane na fazi skali. Pri tome je bolja obradivost materijala birana kao poželjnija.

Cena je veoma bitan kriterijum za izbor biomaterijala pločice, posebno imajući u vidu činjenicu da se radi samo o privremenim implantatima, koji se nakon obavljanja svoje funkcije, hirurški odstranjuju iz tela pacijenta. U inicijalnoj matrici odlučivanja navedene su okvirne komercijalne cene izabranih materijala u €/kg. Cene su orijentacione iz više razloga. Najpre, cene legura na svetskom tržištu su berzanskog karaktera, te iz tog razloga stalno variraju. Dodatno, cene biomaterijala zavise i od dimenzija, količine, načina izrade i završne obrade. U svakom slučaju, prilikom unošenja podataka o ceni, autor ove disertacije se trudio da svuda uzima srednju vrednost i vodi računa o relativnim odnosima između cena pojedinih materijala koji su razmatrani kao potencijalni.

6.2.4. Formiranje liste potencijalnih biomaterijala

Sledeća faza rada pri izboru materijala obuhvata prikupljanje podataka o kandidatima materijala koji zadovoljavaju kriterijume biokompatibilnosti i mehaničkih svojstava - skrining faza. Ovo je ujedno jedna od najodgovornijih faza rada, jer tačnost i valjanost konačnih rezultata rangiranja zavisi od tačnosti i istinitosti inicijalnih podataka. Iako je to očigledno, trebalo bi napomenuti da metode VKA ne mogu poboljšati kvalitet optimalnog rešenja (najbolje rangiranog materijala) iznad kvaliteta podataka koji sačinjavaju matematički model (inicijalnu matricu odlučivanja). Važno je još napomenuti, da je lista kandidata materijala ograničena i stepenom dostupnih podataka o njihovim kvantitativnim svojstvima. U slučaju gde to nije moguće (zbog nedostupnosti podataka – žilavost loma, ili same prirode svojstva – koroziona otpornost,

biokompatibilnost i obradivost), svojstva materijala su izražena kvalitativno primenom fazi skale sa 11 podeoka (o fazi skalama je bilo više reči u poglavlju 4.5.3).

Lista potencijalnih biomaterijala obuhvata ukupno 15 metalnih biomaterijala, od kojih su 4 iz klase nerđajućih čelika, 5 iz klase superlegura Co-Cr i 6 iz klase legura titana. U tabeli 27 navedene su komercijalne oznake, stanje za koje su data svojstva, standardi koji definišu legure, kao i UNS oznake.

Tabela 27. Lista potencijalnih biomaterijala (alternativa) za izradu pločice za fiksaciju kosti

Oznaka	Materijal – komercijalni naziv	Klasa materijala	Stanje	Standard	UNS oznaka
M1	BioDur® 316LS Stainless	Nerđajući čelik	Žaren	ASTM F 138	S31673
M2	Carpenter 22Cr-13Ni-5Mn		Žaren	ASTM F 1314	S20910
M3	BioDur® 108 Alloy		Žaren	ASTM F 2229	S29108
M4	BioDur® 734 Stainless		Žaren	ASTM F 1586	S31675
M5	BioDur® Carpenter CCM® Alloy	Superlegura Co-Cr	Žaren	ASTM F 799, F 1537	R31537
M6	BioDur® CCM Plus® Alloy		Žaren na 1093 °C/1 h	ASTM F 799, F 1537	R31537
M7	Micro-Melt® BioDur® Carpenter CCM® alloy		Toplo	ASTM F 1537	R31537
M8	Carpenter MP35N Alloy		35 % deformisan i staren na 538 °C/4 h	ASTM F 562	R30035
M9	Carpenter L-605 Alloy		Žaren na 1204 °C	ASTM F 90	R30605
M10	CP Titanium Grade 4	Legura titana	Žaren	ASTM F 67	R50700
M11	Titanium Alloy Ti 6Al-4V ELI		Rekristalizaciono Žaren	ASTM F 136	R56401
M12	Titanium IMI 367, Protasul 100, TIMET TIMETAL® 367 (Ti-6Al-7Nb)		Žaren 700 °C/1 h	ASTM F 1295	R56700
M13	Ti-5Al-2.5Fe		Centrifugalno liven	DIN 3.7110	-
M14	ATI Allvac® Titanium alloy HAYNES® Ti-3Al-2.5V alloy TIMET TIMETAL® 3-2.5		Žaren na 704 °C	ASTM F 2146	R56320
M15	Ti-15Mo-5Zr		Gašen	-	-

Inicijalna matrica odlučivanja za izbor materijala pločice za unutrašnju fiksaciju kosti, prikazana je u tabeli 28. U njoj su navedeni svi razmatrani kriterijumi za ocenu sa mernim jedinicama, svi razmatrani materijali (alternative) sa atributima, kao i ciljane vrednosti atributa za svaki od kriterijuma.

Tabela 28. Inicijalna matrica odlučivanja za izbor materijala pločice za unutrašnju fiksaciju kosti

Materijali	Kriterijumi									
	C1	C2	C3	C4	C5	C6	C7	C8	C9	C10
	Max	Max	Max	Ciljani	Ciljani	Max	Max	Max	Max	Min
	(MPa)	(MPa)	(%)	(GPa)	(g/cm ³)	Normalizovani fazi brojevi				(€/kg)
M1	250	585	57	193	7,95	0,865	0,410	0,410	0,865	3,8
M2	450	825	45	193	7,86	0,865	0,500	0,590	0,865	5,0
M3	580	930	52	200	7,64	0,865	0,500	0,745	0,865	1,6
M4	450	840	39	195	7,75	0,745	0,500	0,590	0,865	4,2
M5	585	1035	25	241	8,28	0,590	0,745	0,745	0,335	35,0
M6	880	1350	22	241	8,28	0,590	0,745	0,745	0,410	37,0
M7	1115	1420	28	241	8,29	0,590	0,745	0,745	0,335	140,0
M8	1340	1400	21	235	8,43	0,590	0,665	0,590	0,255	60,0
M9	415	1.035	60	243	9,22	0,590	0,665	0,665	0,335	58,0
M10	550	670	22	103	4,51	0,335	0,955	0,955	0,500	21,0
M11	710	880	12	105	4,43	0,335	0,865	0,865	0,410	29,0
M12	850	950	12	105	4,52	0,335	0,955	0,955	0,410	25,0
M13	820	900	6	112	4,45	0,335	0,865	0,955	0,410	26,0
M14	570	690	15	103	4,48	0,335	0,865	0,865	0,500	26,5
M15	920	960	25	78	5,06	0,335	0,865	0,865	0,410	31,0
Ciljana vrednost	1115	1420	70	18	2,1	0,865	0,955	0,955	0,865	1,6
<i>C1 - Napon tečenja; C2 - Zatezna čvrstoća; C3 - Izduženje; C4 - Modul elastičnosti; C5 - Gustina; C6 - Žilavost loma; C7 - Koroziona postojanost; C8 - Biokompatibilnost; C9 - Obradivost; C10 - Cena</i>										

BioDur® 316LS Stainless je rafinisan nerđajući čelik dobijen vakuumskim lučnim pretapanjem, sa niskim sadržajem ugljenika (< 0,03 %) i visokim sadržajem hroma (17-19 %), nikla (13-15 %) i molibdena (2,25-3,0 %). Pomenuta dodatna pretapanja su u cilju dobijanja hemijski čistije legure. Modifikacija hemijskog sastava, u odnosu na standardnu leguru AISI 316 je u cilju povećanja korozione postojanosti i obezbeđenja izvesnog udela ferita u mikrostrukturi. Legura je nemagnetna čak i nakon obrade deformisanjem u hladnom stanju. Nalazi primenu za izradu uređaja za fiksaciju kosti i biomedicinskih uređaja gde se ne zahteva velika tvrdoća [215].

Carpenter 22Cr-13Ni-5Mn je austenitni nerđajući čelik, dodatno legiran azotom, koji mu obezbeđuje veoma dobru otpornost na koroziju u kombinaciji sa visokom čvrstoćom. Sadrži ugljenik (< 0,06 %), hrom (20,5-23,5 %), nikl (11,5-13,5 %), azot (0,2-0,4 %) i molibden (1,5-3,0 %). Legura ima bolju otpornost na koroziju u odnosu na legure AISI 316 sa približno dva puta većim naponom tečenja. Može se zavarivati, obrađivati rezanjem ili deformisati u hladnom stanju, koristeći istu opremu i metode kao za konvencionalne legure nerđajućeg čelika serije AISI 300. Zadržava nemagnetičnost i nakon velikih deformacija u hladnom stanju. Legura ima

odličnu kombinaciju čvrstoće, deformabilnosti, žilavosti, otpornost na koroziju i obradivosti [216].

BioDur® 108 Alloy je austenitni nerđajući čelik bez nikla ($< 0,1 \%$). Legura ima visok sadržaj azota ($> 0,9 \%$) da bi zadržala austenitnu strukturu. Kao rezultat toga, ova legura ima bolja svojstva u pogledu statičke i dinamičke čvrstoće, u poređenju sa nerđajućim čelicima koji sadrže nikl, kao što su AISI 316L (ASTM F138), legura *22Cr-13Ni-5* (ASTM F1314), i legura *BioDur® 734* (ASTM F1586). Otpornost ove legure prema pitting i koroziji u pukotini je superiorna u odnosu na leguru AISI 316L, a jednaka sa legurama *22Cr-13Ni-5* i *BioDur® 734*. *BioDur® 108* legura je proizvedena procesom rafinisanja čelika kako bi se osigurala poželjna mikrostruktura i čistoća. Legura je nemagnetna i u osnovi bez feritne faze. Primjenjuje se kod delova koji zahtevaju veliku čvrstoću i korozionu postojanost. Može se razmatrati kao potencijalni kandidat za izradu implantata i biomedicinskih uređaja [217].

BioDur® 734 Stainless je austenitni nerđajući čelik ojačan azotom. Pored hroma (19,5-22 %), sadrži nikl (9-11 %), ugljenik ($< 0,8 \%$), azot (0,25-0,5 %), mangan (2-4,25 %), molibden (2-3 %). Ova legura ima bolju statičku i dinamičku čvrstoću, žilavost i korozionu postojanost u odnosu na standardni nerđajući čelik AISI 316L. Čistoća mikrostrukture ove legure osigurana je procesom rafinisanja čelika. Legura je nemagnetna i u osnovi bez feritne faze. Može se koristiti za izradu ortopedskih implantata kao što su pločice, zavrtnjevi, klinovi, delovi endoproteza kuka i kolena, koji se izrađuju kovanjem i završnom mašinskom obradom [218].

BioDur® Carpenter CCM® Alloy je nemagnetna legura Co-Cr-Mo velike čvrstoće i otpornosti na koroziju i habanje. Legura ima visoki sadržaj azota, niski sadržaj ugljenika ($< 0,1 \%$) i predstavlja deformabilnu verziju legure za livenje ASTM F75. Ova legura se dobija vakuumskim indukcionim topljenjem uz dodatno rafinisanje. Prodaje se u žarenom i deformisanom stanju. Koristi se za izradu ortopedskih endoproteza i uređaja za fiksaciju preloma kosti [219].

BioDur® CCM Plus® Alloy je nemagnetna legura Co-Cr-Mo velike čvrstoće i otpornosti na koroziju i habanje. Predstavlja visokougljeničnu verziju *BioDur® Carpenter CCM®* legure sa sadržajem ugljenika od 0,2-0,3 %. To je zapravo deformabilna legura, proizvedena sinterovanjem na povišenoj temperaturi, koja se naknadno obrađuje konvencionalnim postupcima, do dobijanja gotovih proizvoda. Posедуje homogenu mikrostrukturu i ujednačen hemijski sastav sa ravnomerno raspoređenim sitnim karbidima. Ima bolju kovnost i obradivost u odnosu na *BioDur® Carpenter CCM®* i zadržava velike vrednosti čvrstoće i nakon visokotemperaturnog žarenja. Može se koristiti za izradu uređaja za fiksaciju preloma kosti i

ortopedskih endoproteza, naročito kada su otpornost na habanje i zamor od velike važnosti ili gde se zahtevaju otkivci komplikovane geometrije i velike čvrstoće [220].

Micro-Melt® BioDur® Carpenter CCM® alloy je nemagnetna Co-Cr-Mo deformabilna legura velike čvrstoće i otpornosti na koroziju i habanje. Predstavlja sinterovanu verziju *BioDur® Carpenter CCM®* legure sa povećanim sadržajem azota i smanjenim sadržajem ugljenika (< 0,14 %) u odnosu na verziju legure za livenje ASTM F75. Ova legura izrađuje se sinterovanjem na povišenoj temperaturi, pri čemu se mogu dobiti konačni proizvodi ili poluproizvodi u vidu šipki, ploča ili traka, koji se kasnije mašinski dorađuju konvencionalnim postupcima obrade. Ova legura poseduje homogenu mikrostrukturu i ujednačen hemijski sastav sa ravnomerno raspoređenim sitnijim karbidima u odnosu na leguru *BioDur® CCM Plus®*), veći napon tečenja, statičku i dinamičku čvrstoću i tvrdoću u poređenju sa *BioDur® Carpenter CCM®*. Može se koristiti za izradu uređaja za fiksaciju preloma kosti i ortopedskih endoproteza. Naročito je pogodna za izradu šipki malih prečnika i žica, od kojih se zahtevaju visoke vrednosti statičke i dinamičke čvrstoće i tvrdoće [221].

Carpenter MP35N Alloy je nemagnetna legura Ni-Co-Cr-Mo sa jedinstvenom kombinacijom izrazito velike čvrstoće, dobre deformabilnosti i žilavosti i odlične korozione postojanosti. Osim toga, ova legura pokazuje izuzetnu otpornost na oksidaciju pri visokim temperaturama i vodoničnu krtost. Jedinstvena svojstva ove legure postižu se kaljenjem, faznom transformacijom i starenjem. Uobičajeno se dobija vakuumskim indukcionim topljenjem, nakon čega se vrši vakuumsko lučno pretapanje. Zbog svojih superiornih karakteristika i visokog sadržaja nikla (33-37 %), preporučuje se za izradu delova mehanički opterećenih stomatoloških i hirurških uređaja [222].

Carpenter L-605 Alloy je nemagnetna legura Cr-Ni-W-Co dobre otpornosti na oksidaciju i koroziju, te velike čvrstoće pri visokim temperaturama. Velike vrednosti čvrstoća se mogu postići kaljenjem, pri čemu se ne gubi svojstvo nemagnetičnosti. Uobičajeno se dobija vakuumskim indukcionim topljenjem, nakon čega se vrši dodatno pretapanje. Poluproizvodi su u žarenom ili hladno deformisanom stanju, u zavisnosti od dimenzija i primene. Od biomedicinskih primena izdvaja se izrada veštačkih srčanih zalistaka [223].

CP Titanium Grade 4 predstavlja varijantu tehnički čistog titana klase kvaliteta 4. Na radnim temperaturama ima 100 % α heksagonalnu kristalnu strukturu. Kao jednofazni materijal, njegova svojstva zavise od hemijskog sastava (železa i intersticijskih elemenata) i veličine zrna. Tehnički čist titan klase kvaliteta 4, ima najveće vrednosti čvrstoće, sa minimalnim naponom tečenja od 480 Mpa, uz najveći dozvoljeni sadržaj kiseonika i železa, što je već prikazano u

poglavlju 5.6. Ovaj materijal kombinuje odličnu otpornost na koroziju i korozioni zamor titana sa relativno velikom čvrstoćom, tako da predstavlja konkurenta čelicima i legurama nikla za primenu u hemijski agresivnim i slanim sredinama. Pored toga, on poseduje dobru deformabilnost uz superiornu korozionu postojanost i biokompatibilnost, o čemu je bilo više reči u poglavlju 5 [224].

Titanium Alloy Ti 6Al-4V ELI je varijanta Ti-6Al-4V veće čistoće sa nižim sadržajem železa i veoma niskim sadržajem intersticijskih elemenata ($C < 0,08 \%$ i $O < 0,13 \%$). Predstavlja veoma čest izbor za primenu u medicini i stomatologiji zbog izuzetne biokompatibilnosti. ELI klasa ove legure ima odličnu žilavost loma i bolja mehanička svojstva u poređenju sa standardnim kvalitetom Ti-6Al-4V. Može se koristiti za biomedicinske aplikacije, a uglavnom se koristi za izradu implantabilnih komponenti zbog svoje biokompatibilnosti, dobre dinamičke čvrstoće, korozione postojanosti i niskog modula elastičnosti [225, 226].

Titanium IMI 367 (Ti-6Al-7Nb) je dvofazna legura titana, koja je razvijena za primenu kod implantata i hirurških uređaja. Premda su njena mehanička svojstva skoro identična sa Ti-6Al-4V, takođe dvofaznom legurom titana, razlika je u tome, što je vanadijum zamenjen niobijumom kao stabilizujućim elementom β faze, u cilju dobijanja bolje biokompatibilnosti. Dobija se topljenjem u vakuumu i lučnim pretapanjem u vakuumu (po potrebi i dva puta) da bi se obezbedila homogena struktura ingota. Standardni preseki se dobijaju presovanjem u toplom stanju ili valjanjem uz korišćenje standardnih postupaka obrade titana [227, 228].

Ti-5Al-2.5Fe predstavlja dvofaznu leguru titana, kod koje je vanadijum zamenjen železom, a procentualni udeo aluminijuma smanjen u odnosu na standardnu leguru Ti-6Al-4V. Odlikuje je otpornost na koroziju, biokompatibilnost, pogodnost za osteointegraciju. Za ovu leguru titana je karakterističan relativno veliki odnos dinamičke čvrstoće i modula elastičnosti i ima loša svojstva deformisanja u hladnom stanju. Koristi se za izradu endoproteza, kičmenih implantata, zubnih implantata, igli, zavrtnjeva i pločica za fiksaciju kosti [229].

Ti-3Al-2.5V legura titana poznata i pod nazivom *Titan klase kvaliteta 9*, razvijena je za izradu cevi i folija, budući da legura Ti-6Al-4V nije imala dobru obradivost deformisanjem u hladnom stanju. Ova legura ima srednje vrednosti čvrstoće između komercijalno čistog titana i Ti-6Al-4V legure. Svojstva ove legure su 30 - 50 % veća nego kod čistog titana, ali ono što je bitnije, ima odličnu obradivost deformisanjem u hladnom stanju, koja je neophodna za izradu bešavnih cevi, kao i dobru zavarljivost [230, 231].

Ti-15Mo-5Zr predstavlja β metastabilnu leguru titana, koja poseduje odličnu kombinaciju biokompatibilnosti, mehaničkih svojstava i korozione postojanosti. Dobro se obrađuje u hladnom

stanju, a termičkom obradom se mogu poboljšavati mehanička svojstva. Glavna prednost ovog materijala, u odnosu na sve druge metalne biomaterijale je najmanja vrednost modula elastičnosti (oko 80 GPa), zbog čega je kandidat za izradu ortopedskih implantata [232, 233].

6.2.5. Određivanje subjektivnih težinskih koeficijenata kriterijuma pomoću MDL metode

Kao što je već navedeno u poglavlju 4.8.2., određivanje subjektivnih težinskih koeficijenata kriterijuma izvedeno je na osnovu upoređenja značajnosti po parovima kriterijuma, primenom metode modifikovane digitalne logike. Ocena značajnosti, kao i konačne vrednosti subjektivnih težinskih koeficijenata kriterijuma prikazani su u tabeli 29 i 30.

Tabela 29. Određivanje subjektivnih težinskih koeficijenata kriterijuma za izbor materijala pločice za fiksaciju kosti pomoću MDL metode

Kriterijumi	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12	13	14	15	16	17	18	19	20	21	22	23	24	
C1	2	2	2	2	2	1	3	1	1																
C2	2									3	3	3	3	2	3	1	2								
C3		2								1								2	2	2	1	2	1	1	
C4			2								1							2							
C5				2								1							2						
C6					2								1							2					
C7						3								2							3				
C8							1								1							2			
C9								3								3							3		
C10									3								2							3	

C1 - Napon tečenja; C2 - Zatezna čvrstoća; C3 - Izduženje; C4 - Modul elastičnosti; C5 - Gustina; C6 - Žilavost loma; C7 - Koroziona postojanost; C8 - Biokompatibilnost; C9 - Obradivost; C10 - Cena

Tabela 30. Nastavak table 29

Kriterijumi	25	26	27	28	29	30	31	32	33	34	35	36	37	38	39	40	41	42	43	44	45	Σ	w_j^s
C1																						16	0,089
C2																						22	0,122
C3																						14	0,078
C4	2	2	1	2	1	1																14	0,078
C5	2						1	1	2	1	1											13	0,072
C6		2					3					1	2	1	1							15	0,083
C7			3					3				3				3	2	2				24	0,133
C8				2					2				2			1			1	1		13	0,072
C9					3					3				3			2		3		2	25	0,139
C10						3					3				3			2		3	2	24	0,133

6.2.6. Određivanje objektivnih težinskih koeficijenata kriterijuma

Određivanje objektivnih težinskih koeficijenata kriterijuma izvedeno je metodom standardne devijacije, što je opisano u poglavlju 4.8.1. Najpre je inicijalna matrica odlučivanja normalizovana prema metodologiji opisanoj u poglavlju 4.7.2., prema jednačinama (9)-(13). Nakon toga su objektivni težinski koeficijenti kriterijuma sračunati prema jednačinama (24)-(26). Normalizovana matrica odlučivanja i vrednosti objektivnih težinskih koeficijenata kriterijuma prikazani su u tabeli 31.

Tabela 31. Normalizovana matrica sa objektivnim težinskim koeficijentima kriterijuma

Materijali	Atributi materijala prema izabranim kriterijumima									
	C1	C2	C3	C4	C5	C6	C7	C8	C9	C10
M1	0,1866	0,4120	0,9500	0,2798	0,3655	1,0000	0,4293	0,4293	1,0000	0,4211
M2	0,3358	0,5810	0,7500	0,2798	0,3753	1,0000	0,5236	0,6178	1,0000	0,3200
M3	0,4328	0,6549	0,8667	0,2510	0,3991	1,0000	0,5236	0,7801	1,0000	1,0000
M4	0,3358	0,5915	0,6500	0,2716	0,3872	0,8613	0,5236	0,6178	1,0000	0,3810
M5	0,4366	0,7289	0,4167	0,0823	0,3297	0,6821	0,7801	0,7801	0,3873	0,0457
M6	0,6567	0,9507	0,3667	0,0823	0,3297	0,6821	0,7801	0,7801	0,4740	0,0432
M7	0,8321	1,0000	0,4667	0,0823	0,3286	0,6821	0,7801	0,7801	0,3873	0,0114
M8	1,0000	0,9859	0,3500	0,1070	0,3134	0,6821	0,6963	0,6178	0,2948	0,0267
M9	0,3097	0,7289	1,0000	0,0741	0,2278	0,6821	0,6963	0,6963	0,3873	0,0276
M10	0,4104	0,4718	0,3667	0,6502	0,7386	0,3873	1,0000	1,0000	0,5780	0,0762
M11	0,5299	0,6197	0,2000	0,6420	0,7473	0,3873	0,9058	0,9058	0,4740	0,0552
M12	0,6343	0,6690	0,2000	0,6420	0,7375	0,3873	1,0000	1,0000	0,4740	0,0640
M13	0,6119	0,6338	0,1000	0,6132	0,7451	0,3873	0,9058	1,0000	0,4740	0,0615
M14	0,4254	0,4859	0,2500	0,6502	0,7419	0,3873	0,9058	0,9058	0,5780	0,0604
M15	0,6866	0,6761	0,4167	0,7531	0,6790	0,3873	0,9058	0,9058	0,4740	0,0516
w_j^O	0,095	0,079	0,126	0,115	0,089	0,107	0,082	0,074	0,115	0,117

6.2.7. Rezultati rangiranja materijala primenom proširene TOPSIS metode

Detaljna procedura primene proširene TOPSIS metode opisana je u poglavlju 4.7.1., tako da će ovde biti prikazani samo rezultati koji su dobijeni njenom primenom. Najpre je određena normalizovana matrica odlučivanja pomoću jednačine (2), što je prikazano u tabeli 32. Nakon normalizacije inicijalne matrice odlučivanja izvedena su preračunavanja korišćenjem jednačina od (3) do (8).

Tabela 32. Normalizovana matrica odlučivanja za TOPSIS metodu

Materijali	Atributi materijala prema izabranim kriterijumima									
	C1	C2	C3	C4	C5	C6	C7	C8	C9	C10
M1	0,0000	0,0000	0,9444	0,2222	0,1784	1,0000	0,0000	0,0000	1,0000	0,9841
M2	0,1835	0,2874	0,7222	0,2222	0,1910	1,0000	0,1651	0,3303	1,0000	0,9754
M3	0,3028	0,4132	0,8519	0,1911	0,2219	1,0000	0,1651	0,6147	1,0000	1,0000
M4	0,1835	0,3054	0,6111	0,2133	0,2065	0,7736	0,1651	0,3303	1,0000	0,9812
M5	0,3073	0,5389	0,3519	0,0089	0,1320	0,4811	0,6147	0,6147	0,1311	0,7587
M6	0,5780	0,9162	0,2963	0,0089	0,1320	0,4811	0,6147	0,6147	0,2541	0,7442
M7	0,7936	1,0000	0,4074	0,0089	0,1306	0,4811	0,6147	0,6147	0,1311	0,0000
M8	1,0000	0,9760	0,2778	0,0356	0,1110	0,4811	0,4679	0,3303	0,0000	0,5780
M9	0,1514	0,5389	1,0000	0,0000	0,0000	0,4811	0,4679	0,4679	0,1311	0,5925
M10	0,2752	0,1018	0,2963	0,6222	0,6615	0,0000	1,0000	1,0000	0,4016	0,8598
M11	0,4220	0,3533	0,1111	0,6133	0,6728	0,0000	0,8349	0,8349	0,2541	0,8020
M12	0,5505	0,4371	0,1111	0,6133	0,6601	0,0000	1,0000	1,0000	0,2541	0,8309
M13	0,5229	0,3772	0,0000	0,5822	0,6699	0,0000	0,8349	1,0000	0,2541	0,8237
M14	0,2936	0,1257	0,1667	0,6222	0,6657	0,0000	0,8349	0,8349	0,4016	0,8201
M15	0,6147	0,4491	0,3519	0,7333	0,5843	0,0000	0,8349	0,8349	0,2541	0,7876

Rezultati ocene biomaterijala za izradu pločice za unutrašnju fiksaciju kosti primenom proširene TOPSIS metode prikazani su u tabeli 33. Rezultati ocene su dati za dve vrednosti stepena sigurnosti donosioca odluke, i to za $\eta=1,0$ i $\eta=0,8$.

Tabela 33. Rezultati ocene biomaterijala za izradu pločice za unutrašnju fiksaciju kosti primenom proširene TOPSIS metode

Materijali	C_i	Rang	C_i	Rang
	$\eta=1,0$		$\eta=0,8$	
M1	0,5015	11	0,5124	9
M2	0,5584	2	0,5656	2
M3	0,5959	1	0,6042	1
M4	0,5483	4	0,5527	3
M5	0,4663	13	0,4586	13
M6	0,5428	6	0,5299	7
M7	0,4566	14	0,4486	14
M8	0,4839	12	0,4767	12
M9	0,4342	15	0,4390	15
M10	0,5374	7	0,5315	6
M11	0,5142	9	0,5056	10
M12	0,5568	3	0,5459	4
M13	0,5247	8	0,5148	8
M14	0,5075	10	0,5013	11
M15	0,5474	5	0,5417	5

6.2.8. Rezultati rangiranja materijala primenom proširene WASPAS metode

Detaljna procedura primene proširene WASPAS metode opisana je u poglavlju 4.7.2., tako da će ovde biti prikazani samo rezultati koji su dobijeni njenom primenom (jednačine (9)-(16)). Rezultati ocene su dati za dve vrednosti stepena sigurnosti donosioca odluke, i to za $\eta=1,0$ i $\eta=0,8$ i prikazani su u tabeli 34.

Tabela 34. Rezultati ocene biomaterijala za izradu pločice za unutrašnju fiksaciju kosti primenom proširene WASPAS metode

Materijali	Q_i	Rang	Q_i	Rang
	$\eta=1,0$		$\eta=0,8$	
M1	0,5206	4	0,5231	4
M2	0,5604	2	0,5597	2
M3	0,6880	1	0,6852	1
M4	0,5560	3	0,5536	3
M5	0,4035	14	0,3979	14
M6	0,4447	11	0,4371	11
M7	0,4241	12	0,4187	12
M8	0,4182	13	0,4128	13
M9	0,3924	15	0,3914	15
M10	0,5015	7	0,4992	7
M11	0,4733	8	0,4695	8
M12	0,5047	6	0,4996	6
M13	0,4724	9	0,4665	10
M14	0,4718	10	0,4690	9
M15	0,5126	5	0,5115	5

6.2.9. Rezultati rangiranja materijala primenom sveobuhvatne VIKOR metode

Detaljna procedura primene sveobuhvatne VIKOR metode opisana je u poglavlju 4.7.3., tako da će ovde biti prikazani samo rezultati koji su dobijeni njenom primenom (jednačine (18)-(21)). Rezultati ocene su dati za dve vrednosti stepena sigurnosti donosioca odluke, i to za $\eta=1,0$ i $\eta=0,8$ i prikazani su u tabeli 35.

Tabela 35. Rezultati ocene biomaterijala za izradu pločice za unutrašnju fiksaciju kosti primenom sveobuhvatne VIKOR metode

Materijali	P_i	Rang	P_i	Rang
	$\eta=1,0$		$\eta=0,8$	
M1	0,6083	11	0,5175	11
M2	0,2545	5	0,2217	3
M3	0,1281	1	0,0937	1
M4	0,3274	9	0,3011	5
M5	0,7545	12	0,8037	12
M6	0,3405	10	0,4309	10
M7	0,7968	14	0,8580	14
M8	0,8497	15	0,8730	15
M9	0,7838	13	0,8135	13
M10	0,1927	3	0,2062	2
M11	0,3265	8	0,4067	9
M12	0,1661	2	0,2528	4
M13	0,2741	6	0,3564	8
M14	0,2888	7	0,3053	6
M15	0,2346	4	0,3105	7

6.2.10. Upoređenje rezultata i diskusija

U tabeli 36 prikazani su rezultati rangiranja biomaterijala za izradu pločice za unutrašnju fiksaciju kosti pomoću sve tri, već opisane metode VKA.

Tabela 36. Rezultati ocene biomaterijala za izradu pločice za unutrašnju fiksaciju kosti

Materijali	TOPSIS	WASPAS	VIKOR	TOPSIS	WASPAS	VIKOR
	$\eta=1,0$			$\eta=0,8$		
M1	11	4	11	9	4	11
M2	2	2	5	2	2	3
M3	1	1	1	1	1	1
M4	4	3	9	3	3	5
M5	13	14	12	13	14	12
M6	6	11	10	7	11	10
M7	14	12	14	14	12	14
M8	12	13	15	12	13	15
M9	15	15	13	15	15	13
M10	7	7	3	6	7	2
M11	9	8	8	10	8	9
M12	3	6	2	4	6	4
M13	8	9	6	8	10	8
M14	10	10	7	11	9	6
M15	5	5	4	5	5	7

Rezultati rangiranja su izvedeni za dve vrednosti stepena sigurnosti donosioca odluke u značajnost kriterijuma (1,0 i 0,8). Druge vrednosti stepena sigurnosti η nema smisla razmatrati, jer je onda sumnja u pravilan izbor kriterijuma velika, a dobijeni rezultati rangiranja predstavljaju samo okvir za daljnu analizu. Budući da je u okviru ove doktorske disertacije detaljno analiziran problem izbora materijala pločice za unutrašnju fiksaciju kosti (što je opisano u prethodnim poglavljima), to ima smisla analizirati samo rezultate za $\eta=1$. Međutim, pretpostavljajući mogućnost previda oko izbora značajnosti kriterijuma, to je razmatran i slučaj rangiranja materijala za $\eta=0,8$. Drugi razlog za rangiranje materijala za $\eta=0,8$ jeste i provera stabilnosti ranga alternativa.

Na osnovu rezultata prikazanih u tabelama 33-36, nedvosmisleno se može konstatovati da je najbolji metalni biomaterijal za izradu pločica za unutrašnju fiksaciju kosti materijal **M3** (*BioDur® 108 Alloy* - austenitni nerđajući čelik bez nikla). Pored toga, drugorangirani materijal je **M2** (*Carpenter 22Cr-13Ni-5Mn* - austenitni nerđajući čelik dodatno legiran azotom), takođe iz klase austenitnih nerđajućih čelika. Prema tome, za ovu biomedicinsku namenu, nema smisla koristiti metalne biomaterijale iz grupacije titanovih i Co-Cr legura.

Pored pomenutog, treba naglasiti izuzetno stabilan rang najbolje rangiranog materijala, jer je za obe vrednosti η i pomoću sve tri metode, materijal **M3** najbolje rangiran. S druge strane, i vrednosti na osnovu kojih se vrši rangiranje kandidata **M3** i **M2** (tabele 33-35) su značajno različite (naročito kod WASPAS i VIKOR metoda), tako da bez sumnje materijal **M3** treba birati kao najprikladniji. Valja naglasiti, da u ovakvim slučajevima, donosilac odluke nema potrebe za prevelikom analizom rezultata, jer se nedvosmisleno, jedna od alternativa (u ovom slučaju M3) pokazala kao najpogodnija.

Radi utvrđivanja stepena korelacije rezultata rangiranja, dobijenih pomoću sve tri metode VKA, sračunati su *Spearman*-ovi i *Kendall*-ovi koeficijenti korelacije (o njima je pisano u poglavljima 4.9.1. i 4.9.2.). Vrednosti *Spearman*-ovih i *Kendall*-ovih koeficijenata korelacije rezultata ocene biomaterijala za izradu pločice za unutrašnju fiksaciju kosti, prikazani su u tabeli 37.

Tabela 37. *Spearman*-ovi i *Kendall*-ovi koeficijenti korelacije rezultata ocene biomaterijala za izradu pločice za unutrašnju fiksaciju kosti dobijenih pomoću tri različite metode VKA

	Spearman			Kendall	Spearman			Kendall
	TOPSIS	WASPAS	VIKOR		TOPSIS	WASPAS	VIKOR	
	$\eta=1,0$				$\eta=0,8$			
TOPSIS	1	0,84	0,83	0,86	1	0,89	0,86	0,90
WASPAS	0,84	1	0,71		0,89	1	0,79	
VIKOR	0,83	0,71	1		0,86	0,79	1	

Na osnovu koeficijenta korelacije može se konstatovati veoma izražena podudarnost rezultata, pri čemu je najveća za TOPSIS i WASPAS metode, dok je najmanja između WASPAS i VIKOR metoda. Takođe je očigledno, da je stepen korelacije rezultata u izvesnom procentu veći za sve metode kada je $\eta=0,8$.

6.3. Implantati za zamenu zglobova

Mogućnost zamene oštećenih zglobova protetskim implantatima donela je olakšanje milionima bolesnika, koji bi inače bili jako ograničeni u svojim najosnovnijim aktivnostima i osuđeni na život sa bolovima. Degeneracija zgloba je završna faza procesa razaranja zglobne hrskavice, koja dovodi do jakog bola, gubitka pokretljivosti, a ponekad i do ugaone deformacije ekstremiteta. Za razliku od kosti, hrskavica ima veoma ograničenu sposobnost regeneracije. Stoga, kada je ona izložena teškoj mehaničkoj, hemijskoj ili metaboličkoj povredi, oštećenje je trajno i najčešće progresivno.

U normalnim okolnostima funkcija hrskavice je da zaštiti površine dodira između kostiju, da prenese opterećenje kroz zglob, i da omogući pokrete uz malo trenje površina koje su u kontaktu. Dosta je složen način na koji se sve ovo postiže, što je uočljivo na osnovu nekih mehaničkih svojstava zdrave hrskavice. Tako je hrskavica kuka izložena opterećenju oko 8 puta većem od telesne težine pri brzom hodu, usled specifične geometrije mišića i dinamičke prirode ljudske aktivnosti. Međutim, kod osoba sa većom telesnom težinom (TT) koje su nepovoljne (25 % veće od proseka), maksimalne sile koje se javljaju pri određenim aktivnostima imaju sledeći intenzitet: tokom hodanja ($3,9 \times TT$), tokom penjanje uz stepenice ($4,2 \times TT$), kod spoticanja ($11 \times TT$) [234].

Tokom perioda od 10 godina, aktivna osoba može da podvrgne opterećenju hrskavicu kuka više od 17 miliona puta. Sa aspekta optimalnog podmazivanja koje obezbeđuje sinovijalna tečnost, krajnje mali koeficijent otpora hrskavice čini da se 15 puta lakše pomera površina suprotnog zgloba, nego što se klizaljka kreće po ledu [179].

Hirurški zahvat, kojim se formira zglob, koji morfološki i funkcionalno odgovara normalnom zglobovima naziva se artroplastikom. Artroplastika se prvenstveno odnosi na ugradnju veštačkih zglobova (endoproteza), što se preciznije naziva aloartoplastika. Anatomski gledano gotovo svi veći zglobovi mogu biti zamenjeni, ali najčešće se ugrađuju endoproteze veštačkog kuka, kolena i ramena. Broj ovakvih operacija svake godine raste kao i broj medicinskih centara u kojima se izvode [208].

Endoproteze su razvrstane prema različitim kriterijumima, mogu biti delimične i potpune. Delimična endoproteza zamenjuje samo jedan, najčešće konveksni deo zgloba, a potpuna proteza zamenjuje oba zglobna dela. Prema načinu fiksacije proteze se dele na bescementne, cementne i hibridne. Važna razlika između cementnih i bescementnih endoproteza je u njihovom obliku i površinama. Cementne proteze imaju potpuno glatke površine, dok bescementne moraju biti hrapave sa makro i mikro porama u koje kasnije urasta kost.

Zamene zglobova su stalni implantati, za razliku od onih koji se koriste za lečenje preloma, a velika količina kosti i hrskavice koja se ukloni za vreme implantacije čini ovu proceduru nepovratnom. Zbog toga, u slučaju neuspele proteze i nemogućnosti reimplantacije, bolesnik će biti suočen sa jako velikim skraćanjem ekstremiteta, nestabilnošću ili totalnom ukočenošću zgloba, poteškoćama pri kretanju, a često i primoran na upotrebu invalidskih kolica. Imajući u vidu ove činjenice, operacija implantacije veštačkog zgloba predstavlja veoma odgovornu i komplikovanu operaciju.

Oblikovanje implantata za zamenu zgloba treba biti zasnovano na kinematičkom i dinamičkom prenosu opterećenja karakterističnih za zglob. Svojstva materijala, oblik i primenjena metoda fiksacije implantata kod bolesnika, određuju karakteristike prenosa opterećenja. Ovo je jedan od najvažnijih elemenata koji određuju dugotrajno preživljavanje implantata, jer kost na promene reaguje remodelovanjem pri prenosu opterećenja (već je pomenuto kada je bilo reči o Volfovom zakonu). Preopterećenje mesta dodira implantat-kost ili sprečavanje prenošenja opterećenja, može dovesti do resorpcije kosti, i kao posledicu toga, olabavljenje implantata. Zglobne površine treba da funkcionišu uz minimalno trenje i dovedu do stvaranja najmanje količine otpadnih materijala u vidu sitnih čestica. Implantat treba da se pouzdano fiksira za kost u što kraćem vremenskom periodu (idealno je neposredno nakon implantacije). S druge strane, vađenje implantata treba biti takvo, da ne zahteva uništavanje velike količine okolnih tkiva. Gubitak tkiva, posebno kosti, čini reimplantaciju veoma složenom i često skraćuje vek trajanja druge zamene zgloba.

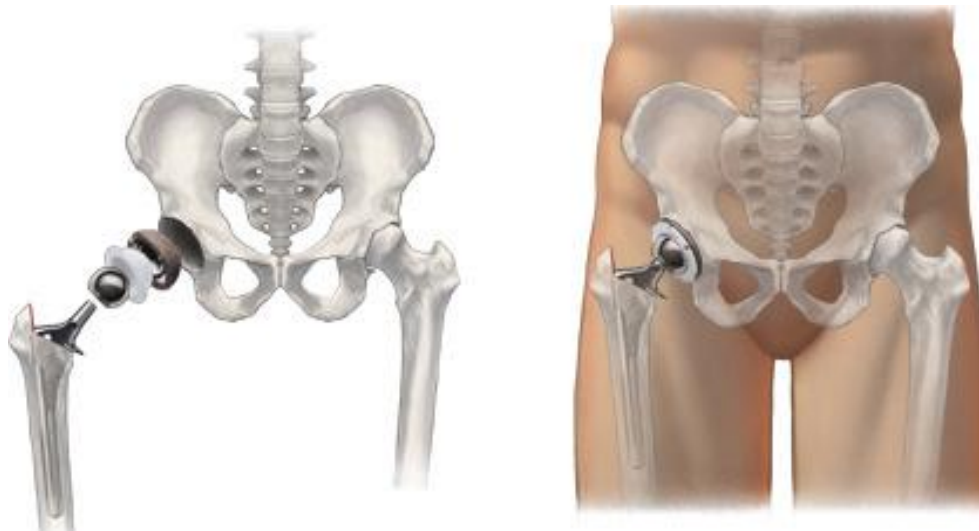
6.4. Izbor materijala endoproteze kuka

6.4.1. Opis problema

U svetu najčešće zamenjivani prirodni zglob veštačkim implantatom jeste zglob kuka. Najčešća indikacija za zamenu kuka je hronično degenerativno oboljenje, kao što je koksartroza. Problem nastaje usled lokalnih biohemijjskih promena u zglobnoj hrskavici, koje su trajne, spontano se ne mogu zaustaviti, ali zato sigurno dovode do ograničenja u životnim i radnim aktivnostima, vezujući pacijenta sve više za krevet. Od ostalih indikacija najčešće su to: reumatoidni artritis, prelomi vrata butne kosti kod relativno starijih osoba, aseptična nekroza glave butne kosti i druge sekundarne artroze [235].

Proteza zgloba kuka ima zadatak da korisniku omogući normalan život i rad, slika 44. U normalnim uslovima proteza zgloba kuka treba besprekorno da funkcioniše od ugradnje do

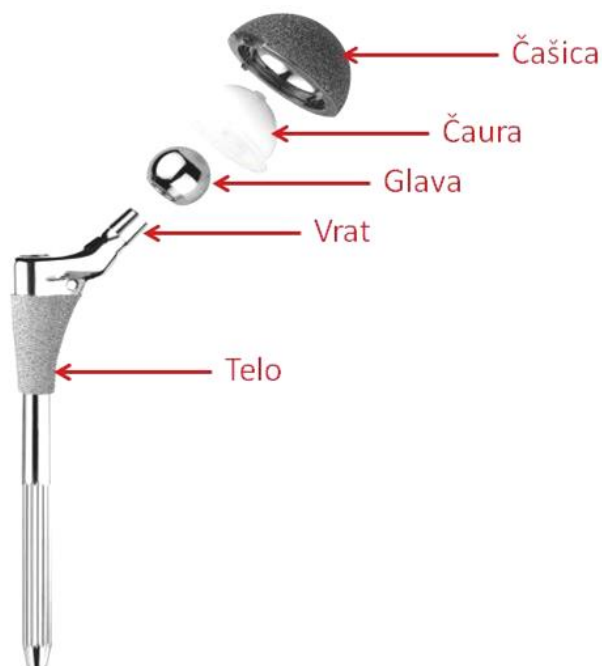
revizije u periodu od 15 godina odnosno da izdrži minimalno 12 miliona ciklusa. Iz ovoga proizilazi da dinamička čvrstoća, koroziona otpornost, biokompatibilnost, habanje komponenti veštačkog zgloba kuka, utiču na vek trajanja takve proteze [236].



Slika 44. Zamena desnog kuka endoprotezom [237]

Proteza za totalnu zamenu kuka sastoji se od femurske (butne) i acetabularne (karlične) komponente. Femurska komponenta sadrži glavu, vrat i telo i fiksirana je u izdubljeni medularni kanal butne kosti cementiranjem ili podešavanjem-pritiskivanjem, slika 45. Glava femura mora biti veoma tvrda i otporna na habanje, pa se najčešće izrađuje od Co-Cr legure ili keramike. Acetabularna komponenta najčešće je sastavljena od čašice i čaure. Osnovni zadatak glave proteze je da prenese opterećenje na donji ekstremitet i da u sklopu sa čašicom acetabuluma ostvari laku pokretljivost zgloba veštačkog kuka.

Proteze mogu biti monolitne (sastavljene iz jednog dela) ili modularne (sastavljene od dva ili više delova, koji se sklapaju za vreme operacije). Monolitne proteze su često jeftinije i manje sklone koroziji. Međutim, modularne proteze omogućavaju podešavanje implantata intraoperativno i tokom budućih hirurških revizija. Prvi primer: podešavanje dužine ekstremiteta korišćenjem različitih dužina vrata femurske komponente, jer je telo proteze zacementirano u butnu kost. Drugi primer prednosti modularne proteze ogleda se kroz zamenu pohabane polietilenske noseće površine novom, bez vađenja metalnih delova proteze iz kostiju. Kada je acetabularna komponenta monolitna, ona je napravljena od polietilena visoke molekularne mase (UHMWPE); kada je modularna, sastoji se od metalne čašice i UHMWPE čaure. Metalna čašica omogućava da se pohabana polietilenska čaura zameni. Veliki su napori uloženi za razvoj efikasnih sistema za držanje čaure, kao i za maksimalno podudaranje čaure i metalne čašice.

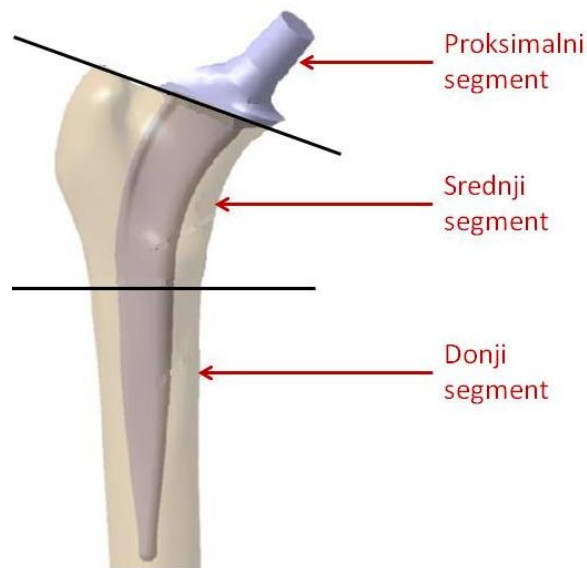


Slika 45. Komponente modularne proteze za zamenu kuka

U opštem slučaju telo i vrat endoproteze zgloba kuka, sa geometrijskog stanovišta predstavljaju složenu celinu sastavljenu iz 3 segmenta koji imaju različit oblik i ulogu u veštačkom zglobu kuka. Segmenti se prema položaju u femuru dele na: donji, srednji i proksimalni, kao na slici 46 [238].

Donji segment ima značajnu ulogu u pozicioniranju tela endoproteze u medularni kanal (koji se prostire u unutrašnjosti femura duž njegove ose) i u formiranju konačne čvrstoće spoja endoproteze i femura posle ugradnje. Dužina ovog segmenta tela endoproteze bira se u zavisnosti od dimenzija femura, kao i tipa i kompleksnosti oboljenja. U cilju što lakšeg pozicioniranja u medularni kanal, presek distalnog segmenta tela endoproteze u koronalnoj ravni najčešće ima oblik klina.

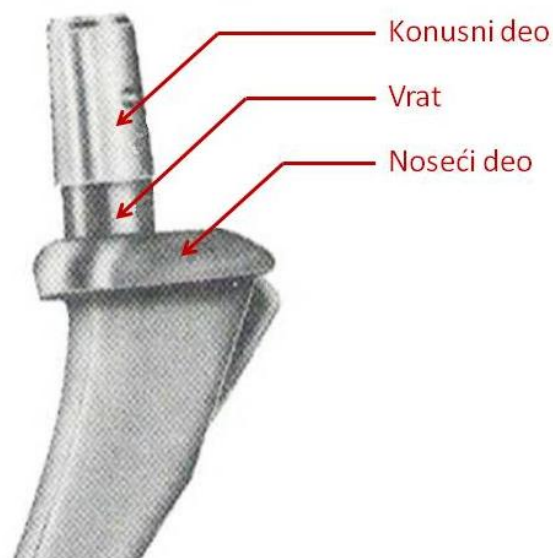
Srednji segment tela endoproteze zgloba kuka čini celina koja ukupnom svojom dužinom prati oblik medularnog kanala i gornjeg (proksimalnog) dela femura. Zbog toga, geometrijski oblik, koji opisuje ovaj segment, čini složena površina, koja, zadovoljavajući određene kriterijume (način vezivanja sa femurom, postupak implementacije), zavisi od geometrije femura.



Slika 46. Segmenti tela i vrata proteze kuka

Proksimalni segment zapravo predstavlja vrat proteze i ujedno je strukturno najsloženija geometrijska forma, a sastoji se iz tri dela (slika 47) [239]

- **Noseći deo** koji može da sadrži kolar, površinu kojom se proteza oslanja na femur. Ovaj deo, pri uobičajenoj implementaciji proteze, trpi najveća opterećenja i obezbeđuje stabilnost veštačkog zgloba kuka.
- **Vrat proksimalnog segmenta tela proteze** koji zamenjuje prirodni vrat femura, obezbeđujući odgovarajuće rastojanje između butne i karlične kosti.
- **Konusni deo** koji omogućava vezu između veštačke glave femura i tela proteze. Zbog malog broja parametara koji su kod ovog segmenta zavisni od femura, njegova geometrija je tipizirana.



Slika 47. Delovi vrata - proksimalnog segmenta proteze kuka

Opseg pokreta proteze kuka zavisi od njene konstrukcije. Broj različitih konstrukcija totalnih zamena kuka veoma je veliki, i grubo se procenjuje da ih ima od 10.000 do 100.000. Femoralne komponente razlikuju se u pogledu materijala, dužine, prečnika, oblika, površinske strukture, površinske prevlake, načina fiksiranja i modularnosti. Kod svih femoralnih komponenti loptasta glava, bilo modularna ili monolitna, ulazi u acetabularnu komponentu (čašicu). Širok je spektar prečnika glava od 22,25 mm do oko 60 mm (slika 48) [240].



Slika 48. Savremeni i nekad korišćeni tipovi proteze kuka sa prečnikom glave od 62 mm do 22 mm (s leva na desno: Zweymüller, Exeter, Corail, St. Georg, Silent & Resurfacing, CFP, Meta, Charnley)

Acetabularne komponente se razlikuju uglavnom po načinu fiksacije čašice i materijala čaure, dok je oblik acetabularne čašice uglavnom nepromenljiv, kao hemisferični ili konični (slika 49). Moguća veličina glave ograničena je spoljnim prečnikom čašice, tj. anatomskim uslovima i potrebnom ukupnom debljinom čaure i karlične komponente. Kod monolitnih čašica umetak i podloga su u jednom komadu, i shodno tome, izrađeni od istog materijala (obično UHMWPE kod cementnih i Co-Cr legure kod bescementnih proteza) [240].



Slika 49. Prikaz poledine novih i izvađenih acetabularnih komponenti (s leva na desno po kolonama: bescementne čašice, cementne čašice, sa navojem, monolitne čašice)

Zbog već navedenih prednosti modularnih endoproteza, odustalo se od koncepta monolitnih endoproteza za zamenu kuka. Sa mehaničkog aspekta, najkritičniji element endoproteze kuka jeste stem (telo i vrat), i skoro svi lomovi se javljaju u tom delu. Na slici 50 prikazana je polomljena endoproteza kuka, koja je ugrađena pacijentu 12 godina pre loma. Na osnovu kliničke prakse, poznato je da u proseku nakon 12,5 godina od ugradnje, uzimajući u obzir stemove različitih proizvođača, dolazi do razlabavljanja spoja stem-femur. U takvim uslovima se ciklično dejstvo sila savijanja pri hodu akumulira i dolazi do zamora materijala koji u određenom procentu dovodi do loma stema. Zbog svega toga, a uzimajući i prethodno iskustvo autora disertacije analiziran je problem izbora materijala stema endoproteze kuka. Budući da za kandidate biomaterijala za telo proteze kuka u obzir dolazi niz različitih vrsta materijala, sa različitim svojstvima i cenom, to je ocena pogodnosti tih biomaterijala izvedena primenom metoda VKA.



Slika 50. Slika polomljene endoproteze kuka

Za materijal glave kuka najkritičnije je habanje. Glava endoproteze kuka najčešće se izrađuje od tvrdih Co-Cr legura (uglavnom zbog mogućnosti dobrog poliranja) ili keramike, mada sve veći broj triboloških i toksikoloških istraživanja potvrđuju ispravnost koncepta metal-metal ili metal-keramika. S druge strane, metal-metal zglobne površine dovode do povećanog oslobađanja jona kobalta, koji se u većoj količini detektuju u tkivima organizma, što predstavlja negativnu stranu izrade glave od materijala na bazi kobalta, imajući u vidu njegovu toksičnost. Što se acetabularne komponente tiče, ona se najčešće izrađuje od istog materijala kao i telo

proteze sa čaurom najčešće od UHMWPE (ređe od keramike). Za nju je najbitnija biokompatibilnost i koroziona postojanost, te oblik i način fiksacije za karličnu kost, kako ne bi došlo do razlabavljenja.

6.4.2. Izbor kriterijuma za ocenu biomaterijala za telo endoproteze kuka

Da bi se pravilno izabrao materijal za endoprotezu kuka, potrebno je dobro poznavati strukturu kosti i njena svojstva. Treba znati da je kost živo tkivo sastavljeno od anorganskih materija koje sadrže takve kristale koji čine kost krutom, i organskih (želatinskih materija) koji čine kost žilavom. Mehanička svojstva kostiju mnogo su lošija, od nekih metalnih i kompozitnih materijala. Međutim, treba naglasiti, da zdrava kost sama zarašćuje i obnavlja se, te ima odličnu otpornost na delovanje naizmeničnog dinamičkog opterećenja. Zbog toga materijal za protezu treba da bude mehanički mnogo jači, budući da nema mogućnost regeneracija, a ima ograničenu trajnost. Lista potencijalnih biomaterijala je ista kao kod prethodno razmatranog slučaja izbora materijala za izradu pločice za fiksaciju kosti, jer je ova lista napravljena skriningom, uz najtolerantnije uslove izbora (za što širi opseg primene metalnih biomaterijala). Kriterijumi za izbor su uglavnom isti kao u prvom slučaju, a razlika je u dodatnom kriterijumu-dinamička čvrstoća). Sagledavajući funkciju zgloba kuka i okruženje u kome se nalazi, a na bazi svega prethodno navedenog, kriterijumi za izbor biomaterijala endoproteze kuka su:

1. Napon tečenja (C1);
2. Zatezna čvrstoća (C2);
3. Dinamička čvrstoća (C3)
4. Izduženje (C4);
5. Modul elastičnosti (C5);
6. Gustina (C6);
7. Žilavost loma (C7),
8. Koroziona postojanost (C8),
9. Biokompatibilnost (C9),
10. Obradivost (C10),
11. Cena (C11).

Napon tečenja je vrlo bitna mera mehaničkog ponašanja materijala. Naime, on ukazuje na to, pri kom naponu počinju trajne deformacije, ili uslovno rečeno, kada se završava oblast elastičnih deformacija. Zbog toga je poželjno da materijal od koga se izrađuje telo endoproteze kuka bude sa što većim naponom tečenja. Kao i ostali tehnički naponi izražava se u MPa.

Zatezna čvrstoća predstavlja uobičajeno korišćenu meru čvrstoće nekog materijala. Izračunava se pri statičkom zatezanju materijala i predstavlja maksimalni tehnički napon koji

neki materijal može da izdrži kod opterećenja zatezanjem. U pogledu endoproteze kuka, poželjna je što veća čvrstoća materijala, a samim tim i što veće vrednosti zatezne čvrstoće. Izražava se u MPa. Na osnovu analiza naprezanja i oblika endoproteze, sračunato je da materijal treba da ima zateznu čvrstoću veću od 95 MPa [158]. Međutim, imajući u vidu projektovani radni vek proteze, poželjno je da ova vrednost bude što veća.

Dinamička čvrstoća materijala podrazumeva maksimalni napon koji materijal može da izdrži za određeni broj ciklusa opterećenja. Uzimajući u obzir da je broj koraka osobe za 20 godina oko $2000 \times 365 \times 20 \approx 10^7$ koraka tj. ciklusa, potrebno je kao kriterijum za izbor materijala endoproteze kuka uzeti dinamičku čvrstoću materijala za 10^7 broja ciklusa. U literaturi je navedeno da je minimalna vrednost savojne dinamičke čvrstoće tela endoproteze kuka 33 MPa [158], ali je poželjno da i dinamička čvrstoća bude što veća.

Izduženje materijala predstavlja meru deformabilnosti materijala usled opterećenja zatezanjem. Za materijal koji se koristi za izradu tela endoproteze kuka, koji je najviše opterećen, poželjan je materijal velike deformabilnosti, kako ne bi došlo do iznenadnog i neželjenog prevremenog loma.

Modul elastičnosti predstavlja meru krutosti nekog materijala, tj. meru suprotstavljanja elastičnom deformisanju usled opterećenja. Što je manja deformacija koju izaziva neko opterećenje, to je veći modul elastičnosti, tj. materijal je krući. U pogledu zahteva za izradu proteze kuka, poželjan je modul elastičnosti što približniji modulu elastičnosti butne kosti, kako bi se opterećenje ravnomerno prenelo sa kosti na telo proteze i obratno. Zbog toga je poželjna ciljana vrednost ovog kriterijuma, tj. da bude što bliža modulu elastičnosti kortikalne kosti.

Gustina materijala je fizičko svojstvo koje predstavlja meru mase (težine) jedinične zapremine. Poznato je da metali imaju mnogo veću gustinu od bioloških tkiva, što je ujedno i jedan od glavnih njihovih nedostataka za primenu u biomedicini. U tom pogledu, najpoželjniji su biomaterijali gustine približne kortikalnoj kosti (legure titana).

Žilavost loma ili kritična vrednost faktora intenziteta napona (K_{Ic}) predstavlja pojam iz mehanike loma, koji ukazuje na osetljivost materijala na koncentraciju napona, tj. na širenje prsline mehanički opterećenog elementa. Veliku osetljivost na koncentraciju napona imaju superčvrste legure, kao što su metalni biomaterijali, o čemu je već bilo reči u poglavlju 5.6. Žilavost loma može se definisati kao sposobnost dela sa prslinom ili defektom da izdrži opterećenje bez otkaza. Kritična vrednost faktora intenziteta napona za neki materijal je sama po sebi svojstvo materijala. Žilavost loma je najmanja otpornost materijala na rast prsline i određuje se prema standardnoj proceduri [213, 214]. U bazama podataka izabranih kandidata

biomaterijala nije kod svih eksplicitno navedena vrednost za K_{Ic} , koja se izražava u $MPam^{-1/2}$. Na osnovu dostupnih podataka iz literature i komparativnih ocena klasa materijala po ovom kriterijumu, izvršena je kvalitativna ocena prema fazi skali sa 11 podeoka.

Koroziona postojanost je veoma važna pri razmatranju zahteva za dizajn stalnih implantata. Razlog tome je njihovo okruženje telesnim tečnostima, koje predstavljaju vodeni rastvori soli i pratećih enzima i proteina, i veoma su agresivne za implantirani metalni biomaterijal. Budući da se proteza kuka ugrađuje sa projektovanim radnim vekom od 15-20 godina, to je ovaj zahtev veoma rigorozan za izbor biomaterijala. Ocene performansi materijala kandidata u pogledu korozione postojanosti date su prema fazi skali, na osnovu mnogobrojnih rezultata istraživanja, prikazanih kroz članke i udžbenike.

Biokompatibilnost predstavlja najznačajnije svojstvo biomaterijala. U poglavlju 5 bilo je dosta reči na temu biokompatibilnosti. Najgrublje rečeno, što je veća tolerancija organizma na biomaterijal, to je veća i biokompatibilnost. Sa aspekta biokompatibilnosti najbolji je tehnički čist titan, dok su neki elementi, kao što su nikl, vanadijum, hrom, kobalt i aluminijum, označeni kao nepoželjni. Za ocenu performansi biokompatibilnosti korišćena je fazi skala. Budući da se endoproteza kuka ugrađuje kao stalni implantat, to je ovaj kriterijum veoma rigorozan.

Obradivost materijala je uvedena kao kriterijum koji ukazuje na tehničke mogućnosti za oblikovanje i obradu proizvoda od razmatranog materijala. Indirektno se može smatrati da su preko ovog kriterijuma uzeti u obzir troškovi, na koje se mora računati prilikom izrade složene geometrije tela endoproteze kuka i dovođenja do projektnih zahteva u pogledu dimenzija i kvaliteta. S obzirom na to, da je nemoguće broičano oceniti obradivost nekog materijala, ocene performansi po ovom kriterijumu su bazirane na fazi skali. Pri tome je bolja obradivost materijala birana kao poželjnija.

Cena je veoma bitan kriterijum za izbor bilo kog materijala, međutim kod izrade trajnih implantata ona je najmanje značajna, ali ne i zanemarljiva. U inicijalnoj matrici odlučivanja navedene su okvirne komercijalne cene izabranih materijala u €/kg. Cene su orijentacione iz više razloga. Najpre, cene legura na svetskom tržištu su berzanskog karaktera, te iz tog razloga stalno variraju. Dodatno, cene biomaterijala zavise i od dimenzija, količine, načina izrade i završne obrade. U svakom slučaju, prilikom unošenja podataka o ceni, autor ove disertacije se trudio da svuda uzima srednju vrednost i vodi računa o relativnim odnosima između cena pojedinih materijala koji su razmatrani kao potencijalni.

6.4.3. Određivanje subjektivnih težinskih koeficijenata kriterijuma pomoću MDL metode

Kao što je već navedeno u poglavlju 4.8.2., određivanje subjektivnih težinskih koeficijenata kriterijuma izvedeno je na osnovu upoređenja značajnosti po parovima kriterijuma, primenom metode modifikovane digitalne logike. Ocena značajnosti, kao i konačne vrednosti subjektivnih težinskih koeficijenata kriterijuma, prikazani su u tabeli 38 i 39.

Tabela 38. Određivanje subjektivnih težinskih koeficijenata kriterijuma za izbor materijala tela endoproteze kuka pomoću MDL metode

Kriterijumi	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12	13	14	15	16	17	18	19	20	21	22	23	24	25	26	27
C1	2	1	3	3	2	1	1	1	3	3																	
C2	2										1	3	3	2	2	1	1	3	3								
C3		3									3									3	3	3	3	2	2	3	3
C4			1									1								1							
C5				1									1								1						
C6					2									2								1					
C7						3									2								1				
C8							3									3								2			
C9								3									3								2		
C10									1									1								1	
C11										1									1								1

C1 - Napon tečenja; C2 - Zatezna čvrstoća; C3 – Dinamička čvrstoća; C4 - Izduženje; C5 - Modul elastičnosti; C6 - Gustina; C7 - Žilavost loma; C8 - Koroziona postojanost; C9 - Biokompatibilnost; C10 - Obradivost; C11 - Cena

Tabela 39. Nastavak tabele 38

Kriterijumi	28	29	30	31	32	33	34	35	36	37	38	39	40	41	42	43	44	45	46	47	48	49	50	51	52	53	54	55	ν	w_j^s	
C1																													20	0,091	
C2																														21	0,095
C3																														28	0,127
C4	1	1	1	1	1	2	3																							13	0,059
C5	3							2	2	1	1	3	3																	18	0,082
C6		3						2						2	1	1	3	3												20	0,091
C7			3						2					2					1	1	3	3								21	0,095
C8				3						3					3				3					2	3	3				28	0,127
C9					3						3					3				3						3	3			28	0,127
C10						2						1					1				1			1		1		3		13	0,059
C11							1						1					1				1			1		1	1		10	0,045

6.4.4. Određivanje objektivnih težinskih koeficijenata kriterijuma

Određivanje objektivnih težinskih koeficijenata kriterijuma izvedeno je metodom standardne devijacije, što je opisano u poglavlju 4.8.1. Najpre je inicijalna matrica odlučivanja, prikazana u tabeli 40, normalizovana prema metodologiji opisanoj u poglavlju 4.7.2. prema jednačinama (9)-(13).

Tabela 40. Inicijalna matrica odlučivanja za izbor materijala tela endoproteze kuka

Materijali	Kriterijumi										
	C1	C2	C3	C4	C5	C6	C7	C8	C9	C10	C11
	Max	Max	Max	Max	Ciljani	Ciljani	Max	Max	Max	Max	Min
	(MPa)	(MPa)	(MPa)	(%)	(GPa)	(g/cm ³)	Normalizovani fazi brojevi				(€/kg)
M1	250	585	330	57	193	7,95	0,865	0,410	0,590	0,865	3,8
M2	450	825	320	45	193	7,86	0,865	0,500	0,590	0,865	5,0
M3	580	930	380	52	200	7,64	0,865	0,500	0,745	0,865	1,6
M4	450	840	370	39	195	7,75	0,745	0,500	0,590	0,865	4,2
M5	585	1.035	300	25	241	8,28	0,590	0,745	0,745	0,335	35,0
M6	880	1.350	700	22	241	8,28	0,590	0,745	0,745	0,410	37,0
M7	1.115	1.420	760	28	241	8,29	0,590	0,745	0,745	0,335	140,0
M8	1.340	1.400	700	21	235	8,43	0,590	0,665	0,590	0,255	60,0
M9	415	1.035	440	60	243	9,22	0,590	0,665	0,665	0,335	58,0
M10	550	670	430	22	103	4,51	0,335	0,955	0,955	0,500	21,0
M11	710	880	550	12	105	4,43	0,335	0,865	0,865	0,410	29,0
M12	850	950	540	12	105	4,52	0,335	0,955	0,955	0,410	25,0
M13	820	900	580	6	112	4,45	0,335	0,865	0,955	0,410	26,0
M14	570	690	320	15	103	4,48	0,335	0,865	0,865	0,500	26,5
M15	920	960	600	25	78	5,06	0,335	0,865	0,865	0,410	31,0
Ciljana vrednost	1340	1420	760	60	14	2,1	0,865	0,955	0,955	0,865	1,6
<i>C1 - Napon tečenja; C2 - Zatezna čvrstoća; C3 – Dinamička čvrstoća; C4 - Izduženje; C5 - Modul elastičnosti; C6 - Gustina; C7 - Žilavost loma; C8 - Koroziona postojanost; C9 - Biokompatibilnost; C10 - Obradivost; C11 - Cena</i>											

Objektivni težinski koeficijenti kriterijuma sračunati su prema jednačinama (24)-(26). Normalizovana matrica odlučivanja i vrednosti objektivnih težinskih koeficijenata kriterijuma prikazani su u tabeli 41.

Tabela 41. Normalizovana matrica odlučivanja sa objektivnim težinskim koeficijentima kriterijuma

Materijali	Atributi materijala prema izabranim kriterijumima										
	C1	C2	C3	C4	C5	C6	C7	C8	C9	C10	C11
M1	0,1866	0,4120	0,4342	0,9500	0,2634	0,3655	1,0000	0,4293	0,6178	1,0000	0,4211
M2	0,3358	0,5810	0,4211	0,7500	0,2634	0,3753	1,0000	0,5236	0,6178	1,0000	0,3200
M3	0,4328	0,6549	0,5000	0,8667	0,2346	0,3991	1,0000	0,5236	0,7801	1,0000	1,0000
M4	0,3358	0,5915	0,4868	0,6500	0,2551	0,3872	0,8613	0,5236	0,6178	1,0000	0,3810
M5	0,4366	0,7289	0,3947	0,4167	0,0658	0,3297	0,6821	0,7801	0,7801	0,3873	0,0457
M6	0,6567	0,9507	0,9211	0,3667	0,0658	0,3297	0,6821	0,7801	0,7801	0,4740	0,0432
M7	0,8321	1,0000	1,0000	0,4667	0,0658	0,3286	0,6821	0,7801	0,7801	0,3873	0,0114
M8	1,0000	0,9859	0,9211	0,3500	0,0905	0,3134	0,6821	0,6963	0,6178	0,2948	0,0267
M9	0,3097	0,7289	0,5789	1,0000	0,0576	0,2278	0,6821	0,6963	0,6963	0,3873	0,0276
M10	0,4104	0,4718	0,5658	0,3667	0,6337	0,7386	0,3873	1,0000	1,0000	0,5780	0,0762
M11	0,5299	0,6197	0,7237	0,2000	0,6255	0,7473	0,3873	0,9058	0,9058	0,4740	0,0552
M12	0,6343	0,6690	0,7105	0,2000	0,6255	0,7375	0,3873	1,0000	1,0000	0,4740	0,0640
M13	0,6119	0,6338	0,7632	0,1000	0,5967	0,7451	0,3873	0,9058	1,0000	0,4740	0,0615
M14	0,4254	0,4859	0,4211	0,2500	0,6337	0,7419	0,3873	0,9058	0,9058	0,5780	0,0604
M15	0,6866	0,6761	0,7895	0,4167	0,7366	0,6790	0,3873	0,9058	0,9058	0,4740	0,0516
w_j^0	0,088	0,073	0,084	0,117	0,107	0,083	0,099	0,076	0,060	0,106	0,108

6.4.5. Rezultati rangiranja materijala primenom proširene TOPSIS metode

Detaljna procedura primene proširene TOPSIS metode opisana je u poglavlju 4.7.1., tako da će ovde biti prikazani samo rezultati koji su dobijeni njenom primenom. Najpre je određena normalizovana matrica odlučivanja pomoću jednačine (2):

Tabela 42. Normalizovana matrica odlučivanja za TOPSIS metodu

Materijali	Atributi materijala prema izabranim kriterijumima										
	C1	C2	C3	C4	C5	C6	C7	C8	C9	C10	C11
M1	0,0000	0,0000	0,0652	0,9444	0,2183	0,1784	1,0000	0,0000	0,0000	1,0000	0,9841
M2	0,1835	0,2874	0,0435	0,7222	0,2183	0,1910	1,0000	0,1651	0,0000	1,0000	0,9754
M3	0,3028	0,4132	0,1739	0,8519	0,1878	0,2219	1,0000	0,1651	0,4247	1,0000	1,0000
M4	0,1835	0,3054	0,1522	0,6111	0,2096	0,2065	0,7736	0,1651	0,0000	1,0000	0,9812
M5	0,3073	0,5389	0,0000	0,3519	0,0087	0,1320	0,4811	0,6147	0,4247	0,1311	0,7587
M6	0,5780	0,9162	0,8696	0,2963	0,0087	0,1320	0,4811	0,6147	0,4247	0,2541	0,7442
M7	0,7936	1,0000	1,0000	0,4074	0,0087	0,1306	0,4811	0,6147	0,4247	0,1311	0,0000
M8	1,0000	0,9760	0,8696	0,2778	0,0349	0,1110	0,4811	0,4679	0,0000	0,0000	0,5780
M9	0,1514	0,5389	0,3043	1,0000	0,0000	0,0000	0,4811	0,4679	0,2055	0,1311	0,5925
M10	0,2752	0,1018	0,2826	0,2963	0,6114	0,6615	0,0000	1,0000	1,0000	0,4016	0,8598
M11	0,4220	0,3533	0,5435	0,1111	0,6026	0,6728	0,0000	0,8349	0,7534	0,2541	0,8020
M12	0,5505	0,4371	0,5217	0,1111	0,6026	0,6601	0,0000	1,0000	1,0000	0,2541	0,8309
M13	0,5229	0,3772	0,6087	0,0000	0,5721	0,6699	0,0000	0,8349	1,0000	0,2541	0,8237
M14	0,2936	0,1257	0,0435	0,1667	0,6114	0,6657	0,0000	0,8349	0,7534	0,4016	0,8201
M15	0,6147	0,4491	0,6522	0,3519	0,7205	0,5843	0,0000	0,8349	0,7534	0,2541	0,7876

Nakon normalizacije inicijalne matrice odlučivanja, izvedena su preračunavanja korišćenjem jednačina od (3) do (8). Rezultati ocene biomaterijala za izradu pločice za unutrašnju fiksaciju kosti primenom proširene TOPSIS metode prikazani su u tabeli 43. Rezultati ocene su dati za dve vrednosti stepena sigurnosti donosioca odluke, i to za $\eta=1,0$ i $\eta=0,8$.

Tabela 43. Rezultati ocene biomaterijala za izradu tela endoproteze kuka primenom proširene TOPSIS metode

Materijali	C_i	Rang	C_i	Rang
	$\eta=1,0$		$\eta=0,8$	
M1	0,3426	15	0,3804	15
M2	0,3644	13	0,3996	11
M3	0,4412	10	0,4703	9
M4	0,3447	14	0,3808	14
M5	0,3836	11	0,3829	13
M6	0,5620	5	0,5493	5
M7	0,5797	4	0,5579	4
M8	0,5034	8	0,4998	8
M9	0,3704	12	0,3844	12
M10	0,5357	7	0,5238	7
M11	0,5425	6	0,5259	6
M12	0,5970	1	0,5761	1
M13	0,5815	3	0,5590	3
M14	0,4615	9	0,4553	10
M15	0,5872	2	0,5726	2

6.4.6. Rezultati rangiranja materijala primenom proširene WASPAS metode

Detaljna procedura primene proširene WASPAS metode opisana je u poglavlju 4.7.2., tako da će ovde biti prikazani samo rezultati koji su dobijeni njenom primenom (jednačine (9)-(16)). Rezultati ocene su dati za dve vrednosti stepena sigurnosti donosioca odluke, i to za $\eta=1,0$ i $\eta=0,8$ i prikazani su u tabeli 44.

Tabela 44. Rezultati ocene biomaterijala za izradu tela endoproteze kuka primenom proširene WASPAS metode

Materijali	Q_i	Rang	Q_i	Rang
	$\eta=1,0$		$\eta=0,8$	
M1	0,4996	13	0,5065	13
M2	0,5323	11	0,5343	7
M3	0,6136	3	0,6217	1
M4	0,5305	12	0,5316	9
M5	0,4584	15	0,4396	15
M6	0,5519	8	0,5262	10
M7	0,5616	7	0,5320	8
M8	0,5395	10	0,5136	12
M9	0,4600	14	0,4457	14
M10	0,5895	6	0,5687	4
M11	0,5897	5	0,5638	6
M12	0,6224	2	0,5944	3
M13	0,5970	4	0,5675	5
M14	0,5422	9	0,5228	11
M15	0,6368	1	0,6127	2

6.4.7. Rezultati rangiranja materijala primenom sveobuhvatne VIKOR metode

Detaljna procedura primene sveobuhvatne VIKOR metode opisana je u poglavlju 4.7.3., tako da će ovde biti prikazani samo rezultati koji su dobijeni njenom primenom (jednačine (18)-(21)). Rezultati ocene su dati za dve vrednosti stepena sigurnosti donosioca odluke, i to za $\eta=1,0$ i $\eta=0,8$ i prikazani su u tabeli 45.

Tabela 45. Rezultati ocene biomaterijala za izradu tela endoproteze kuka primenom sveobuhvatne VIKOR metode

Materijali	P_i	Rang	P_i	Rang
	$\eta=1,0$		$\eta=0,8$	
M1	0,9470	13	0,8536	14
M2	0,9020	12	0,7927	12
M3	0,5786	8	0,4793	8
M4	0,9539	14	0,8260	13
M5	1,0000	15	1,0000	15
M6	0,1716	5	0,1682	3
M7	0,1129	2	0,1265	1
M8	0,7084	9	0,6311	9
M9	0,7786	11	0,6674	10
M10	0,2985	7	0,2552	6
M11	0,2682	6	0,3255	7
M12	0,0940	1	0,1537	2
M13	0,1574	3	0,2196	5
M14	0,7587	10	0,7467	11
M15	0,1689	4	0,2172	4

6.4.8. Upoređenje rezultata i diskusija

U tabeli 46 prikazani su rezultati rangiranja materijala za izradu tela endoproteze kuka pomoću sve tri, već opisane metode VKA.

Tabela 46. Rezultati ocene biomaterijala za izradu tela endoproteze kuka

Materijali	TOPSIS	WASPAS	VIKOR	TOPSIS	WASPAS	VIKOR
	$\eta=1,0$			$\eta=0,8$		
M1	15	13	13	15	13	14
M2	13	11	12	11	7	12
M3	10	3	8	9	1	8
M4	14	12	14	14	9	13
M5	11	15	15	13	15	15
M6	5	8	5	5	10	3
M7	4	7	2	4	8	1
M8	8	10	9	8	12	9
M9	12	14	11	12	14	10
M10	7	6	7	7	4	6
M11	6	5	6	6	6	7
M12	1	2	1	1	3	2
M13	3	4	3	3	5	5
M14	9	9	10	10	11	11
M15	2	1	4	2	2	4

Rezultati rangiranja su izvedeni za dve vrednosti stepena sigurnosti donosioca odluke u značajnost kriterijuma (1,0 i 0,8). Druge vrednosti stepena sigurnosti η nema smisla razmatrati, jer je onda sumnja u pravilan izbor kriterijuma velika, a dobijeni rezultati rangiranja predstavljaju samo okvir za daljnu analizu. Budući da je u okviru ove doktorske disertacije detaljno analiziran problem izbora materijala tela endoproteze kuka (što je opisano u prethodnim poglavljima), to ima smisla analizirati samo rezultate za $\eta=1$. Međutim, pretpostavljajući mogućnost previda oko izbora značajnosti kriterijuma, razmatran je i slučaj rangiranja materijala za $\eta=0,8$. Drugi razlog za rangiranje materijala za $\eta=0,8$ jeste i provera stabilnosti ranga alternativa.

Na osnovu rezultata prikazanih u tabelama 43-46, a na osnovu procedura za određivanje zbirnog ranga alternativa (poglavlje 4.9.), može se zaključiti da je najbolji metalni biomaterijal za izradu tela endoproteze kuka iz klase titanovih legura **M12** (*Titanium IMI 367* (Ti-6Al-7Nb) – dvofazna legura titana). Pored toga, drugorangirani materijal je **M15** (*Ti-15Mo-5Zr* – β metastabilna legura titana), takođe iz klase titanovih legura. Donošenje ove odluke bazirano je na agregaciji rangova koji su dobijeni primenom TOPSIS i VIKOR metoda, jer one imaju najveći *Spearman*-ov koeficijent korelacije ($\varphi_S = 0,94$ – prikazano u tabeli 47). Prema tome, za ovu biomedicinsku namenu, ne bi trebalo koristiti metalne biomaterijale iz grupacije nerđajućih čelika i Co-Cr legura, osim u nekim specijalnim slučajevima.

Pored navedenog, treba naglasiti da ovde nema stabilnog ranga materijala **M12**, jer je primenom WASPAS metode on na drugom mestu posle materijala **M15**. S druge strane, vrednosti na osnovu kojih se vrši rangiranje kandidata **M12** i **M15** (tabele 43-45) se vrlo malo razlikuju – druga decimala (naročito kod TOPSIS metode).

Smanjenjem parametra η na vrednost 0,8, situacija se menja. Naime, dobijaju se rang liste materijala, kod kojih su najbolje rangirani materijali različiti za sve tri metode, a materijal **M12** ostaje prvorangiran jedino kod TOPSIS metode, dok su prvorangirani materijali kod WASPAS i VIKOR metoda M3 i M7 respektivno. Interesantno je to, da je **M15** kod dve metode (TOPSIS i WASPAS) drugorangiran, a suštinski i kod VIKOR metode, kada se proverí uslov „dovoljne prednosti” (što je detaljno objašnjeno u poglavlju 4.7.3.).

Radi utvrđivanja stepena korelacije rezultata rangiranja, dobijenih pomoću sve tri metode VKA, sračunati su *Spearman*-ovi i *Kendall*-ovi koeficijenti korelacije (o njima je pisano u poglavljima 4.9.1. i 4.9.2.). Vrednosti *Spearman*-ovih i *Kendall*-ovih koeficijenata korelacije rezultata ocene biomaterijala za izradu tela endoproteze kuka prikazani su u tabeli 47.

Tabela 47. Spearman-ovi i Kendall-ovi koeficijenti korelacije rezultata ocene biomaterijala za izradu tela endoproteze kuka dobijenih pomoću tri različite metode VKA

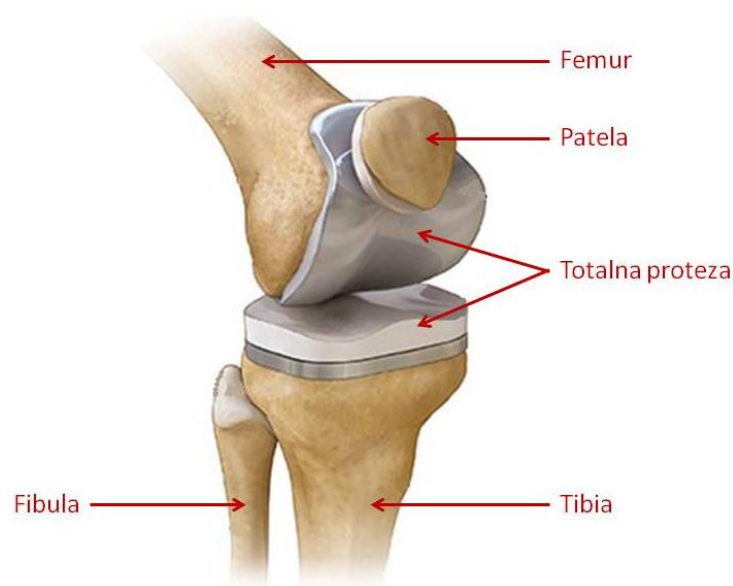
	Spearman			Kendall	Spearman			Kendall
	TOPSIS	WASPAS	VIKOR		TOPSIS	WASPAS	VIKOR	
	$\eta=1,0$				$\eta=0,8$			
TOPSIS	1	0,81	0,94	0,91	1	0,66	0,93	0,82
WASPAS	0,81	1	0,84		0,66	1	0,60	
VIKOR	0,94	0,84	1		0,93	0,60	1	

Na osnovu koeficijenata korelacije može se konstatovati različita podudarnost rezultata, i to najveća za TOPSIS i VIKOR metode ($\varphi_S = 0,94$), a najmanja za WASPAS i VIKOR metode ($\varphi_S = 0,60$).

6.5. Izbor materijala za zamenu kolena

6.5.1. Opis problema

Osnovni zadatak projektovanja implantata kolena je oponašanje ljudskog prirodnog kolena. U poređenju sa kukom, koleno ima komplikovaniju geometriju i biomehaniku pokreta, a nema unutrašnju stabilnost, jer se ona postiže ligamentima, slika 51. Kod zdravog kolena centar pokreta se kontroliše geometrijom ligamenata. Kada se koleno pokreće, ligamenti rotiraju na njihovim spojevima za kosti, a centar pokreta se takođe pomera. Ekscentričan pokret kolena pomaže da se opterećenje rasporedi preko cele površine zgloba [179]. Totalna proteza kolena se, nalik pravom kolenu, sastoji iz četiri dela: femoralne komponente, tibijalnog umetka, tibijalne komponente i patelarne komponente.



Slika 51. Totalna zamena kolena [241]

Stepeni slobode, tj. pokreti proteze kolena moraju se podudarati sa pokretima zgloba kolena, što je prikazano na slici 52. Između prirodnih i veštačkih zglobova postoje značajne strukturne razlike, koje utiču na mehaničke karakteristike zgloba.



Slika 52. Pokreti proteze koji imitiraju pokrete zgloba kolena [242]

Za razliku od proteza kuka, prve proteze kolena su imale visok procenat otkaza, a jedan od razloga je i taj, što je koleno opterećeno u više pravaca u odnosu na kuk, tako da i projektni zahtevi za veštački zglob kolena moraju biti kompleksniji. Osnovni uslov funkcionisanja kliznih površina zgloba je da funkcionišu uz minimalno trenje, kako bi se obezbedilo stvaranje najmanje količine otpadnih materijala. U odnosu na proteze kolena iz 60-tih godina prošlog veka, današnje proteze kombinuju specifične prednosti raznih materijala, tako da je procenat uspešnosti sličan kao i kod proteza kuka.

Početni problemi koji su se javljali kod proteza sa metalnim zglobnim površinama ogledali su se u stvaranju čestica nastalih habanjem kao i slabljenju mišića i ligamenata. Ovi problemi vodili su ka visokom procentu otkaza i kliničkim problemima, uključujući aseptičko popuštanje i druge mehanizme otkaza koji zahtevaju revizionu hirurgiju.

Tokom sedamdesetih godina prošlog veka, pojavljuju se konstrukcije proteza sa metalnim femoralnim i tibijalnim komponentama i tibijalnim umetkom od ultrateškog visokomolekularnog polietilena, sa ciljem prevazilaženja dotadašnjih problema. Ove konstrukcije zahtevale su veću preciznost pri hirurškim intervencijama, posebno u slučajevima kod kojih ligamenti i mišići nisu trajno oštećeni zbog bolesti [208].

Jedna od sve popularnijih savremenih totalnih proteza kolena je totalna endoproteza kolena sa malim kontaktnim naponom (LCS) proizvođača *DePuy Johnson & Johnson*. Procenat uspešnosti kod ove proteze je veći od 96 % za period od 20 godina nakon implantiranja [208].

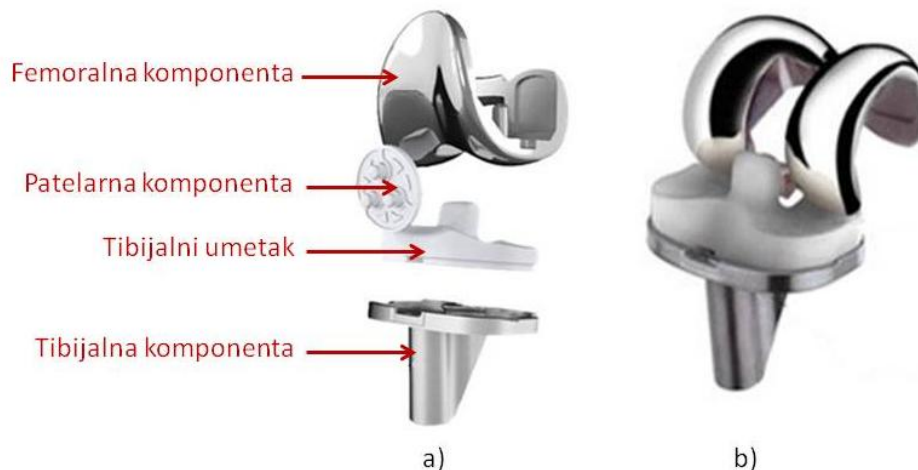
Ova endoproteza kolena prikazana je na slici 53, i sastoji se od četiri glavne komponente:

1. **Tibijalna komponenta:** izrađuje se od metala i zamenjuje artikularne površine proksimalnog okrajka tibije,

2. **Tibijalni umetak:** ugrađuje se na tibijalnu komponentu zbog smanjenja trenja i nalazi se između tibijalne i femoralne komponente. Materijal od kojeg se izrađuje je UHMWPE,

3. **Femoralna komponenta:** izrađuje se od metala i ugrađuje se na kondile femura. Geometrijom prednje površine oponaša sedlasti oblik koji ima trohlea femura i tako omogućava klizanje patelarne komponente i

4. **Patelarna komponenta:** zamenjuje i oponaša klizanje prirodne patele po femuru (trohlea femura). Ova komponenta je oblika kupole i izrađuje se od polietilena UHMWPE.



Slika 53. Izgled LCS totalne proteze kolena: (a) sastavni delovi, (b) sklop

Kvalitet proteze zgloba zavisi od kliničkih faktora poput medicinskih komplikacija koje može pretrpeti pacijent, prisustva rezidualnog bola, ograničenja pokretljivosti i popuštanja spoja komponenti. Nakon ugradnje totalne proteze kolena, komplikacije su moguće u većem obimu, nego kod sličnih operacija na drugim zglobovima (kuk, rame), što se objašnjava relativno malom pokrivenošću zgloba kolena mekim tkivima, velikim „praznim prostorom” oko proteze i nesrazmernom veličinom stranog tela u odnosu na dimenzije zgloba [243].

Proteze za totalnu zamenu kolena mogu da se podele prema stepenu u kome se oslanjaju na ligamente za stabilnost. Ograničene proteze imaju uležištenje sa šarkom, sa fiksiranom osom rotacije i primenjuju se samo onda kada nema nijednog ligamenta. Poluograničene proteze kontrolišu zadnje pomeranje tibije na femuru i medijalno-lateralnu angulaciju kolena, ali se oslanjaju na preostale ligamente i kapsulu zgloba, da bi se obezbedio ostanak ograničenja.

Poluograničene proteze često se koriste kod bolesnika sa teškim ugaonim deformacijama ekstremiteta ili kod onih, kod kojih mora da se uradi reviziona operacija.

Kako se stepen ograničenja povećava kod zamene kolena, tako se povećava potreba da se koriste femoralne i tibijalne intramedularne proteze sa većim ekstenzijama, jer se opterećenja koja normalno dele ligamenti, tada prenose na mesto dodira proteze i kosti. Kompletna zamena kolena može da se izvede uz primenu koštanog cementa ili bez njega. Femoralne komponente se obično izrađuju od Co-Cr ili Ti legura, a tibijalna komponenta od UHMWPE. Kod modularnih proteza, tibijalna polietilenska komponenta se montira na metalni ravni tibijalni deo, koji je fiksiran za kost. Patelarna komponenta se pravi od UHMWPE, a metalna podloga sa zadnje strane dodaje se na komponentu, oblikovanu za upotrebu bez cementa.

Karakteristike habanja površine tibijalnog platoa razlikuju se od acetabularnih komponenti. Naime, napon pri kontaktu u jednoj tački i klizajući pokret komponenti, dovode do delaminacije (odvajanja slojeva) i habanja usled zamora UHMWPE. Pretpostavka je, da se zbog relativno krupnijih čestica otpadaka polietilena, osteoliza oko zamenjenog kolenog zgloba ređe javlja nego kod totalne zamene zgloba kuka.

Na osnovu prethodno navedenih činjenica, jasno je da najopterećenija komponenta endoproteze kolena, a samim tim i najkritičnija, jeste femoralni deo. On bi, po funkciji, morao biti izuzetno otporan na habanje, visoke čvrstoće i što veće biokompatibilnosti i korozijske postojanosti. Na osnovu tih zahteva definisani su kriterijumi za izbor metalnog biomaterijala, koji je najpogodniji, a korišćene su metode VKA.

6.5.2. Izbor kriterijuma za ocenu biomaterijala za izradu femoralnog dela endoproteze kolena

Opterećenja koja dejstvuju na zglob kolena imaju 6 komponenti: sile u tri pravca i momenti sila oko 3 upravne ose. Sile koja dejstvuje na potkolenicu prenosi se preko kolenog zgloba na mišiće koji je uravnotežuju. Na taj način, zglob kolena biva opterećen momentima i silama koje proizvode mekana mišićna tkiva i ligamenti uz istovremeno prisustvo sila trenja zbog klizanja kondila po tibiji. Na osnovu analize hoda i analitičkih muskulo-skeletnih modela, vrše se procene sila i momenata oko kolenog zgloba, a koje variraju zavisno od svakodnevnih aktivnosti (hod, hod uzbrdo i nizbrdo, hod po stepenicama, vožnja bicikla, penjanje uz merdevine, ustajanje sa stolice). Lista potencijalnih biomaterijala je ista kao kod već razmatranih slučaja izbora materijala za izradu pločice za fiksaciju kosti i telo endoproteze kuka, jer je ova lista napravljena skriningom, uz najtolerantnije uslove izbora (za što širi opseg primene metalnih biomaterijala). Da bi se pravilno izabrao materijal za endoprotezu kolena, potrebno je definisati

najbitnije kriterijume za njegov izbor. Na osnovu dostupnih literaturnih podataka o biomehanici i biomaterijalima, definisani su kriterijumi za izbor biomaterijala femoralnog dela endoproteze kolena:

1. Napon tečenja (C1);
2. Zatezna čvrstoća (C2);
3. Izduženje (C3);
4. Modul elastičnosti (C4);
5. Gustina (C5);
6. Koroziona postojanost (C6);
7. Biokompatibilnost (C7);
8. Obradivost (C8);
9. Tvrdća (C9);
10. Cena (C10).

Napon tečenja je vrlo bitna mera mehaničkog ponašanja materijala. On ukazuje na to, pri kom naponu počinju trajne deformacije, ili uslovno rečeno, kada se završava oblast elastičnih deformacija. Zbog toga je bitno da on bude što veći za materijal koji se koristi za izradu femoralnog dela endoproteze kolena.

Zatezna čvrstoća predstavlja uobičajeno korišćenu meru čvrstoće nekog materijala. Izračunava se pri statičkom zatezanju materijala i predstavlja maksimalni tehnički napon koji neki materijal može da izdrži kod opterećenja zatezanjem. U pogledu endoproteze kolena, poželjna je što veća čvrstoća materijala, a samim tim i što veće vrednosti zatezne čvrstoće. Budući da je razmatrana komponenta tako dizajnirana da sve vreme naleže na kost, to naponi savijanja nisu relevantni za razmatranje, a samim tim ni dinamička čvrstoća.

Izduženje materijala predstavlja meru deformabilnosti materijala usled opterećenja zatezanjem. Za materijal koji se koristi za izradu femoralnog dela endoproteze kolena, koji je najviše opterećen na pritisak i habanje, poželjan je materijal velike deformabilnosti, kako ne bi došlo do iznenadnog i neželjenog prevremenog loma.

Modul elastičnosti predstavlja meru krutosti nekog materijala, tj. meru suprotstavljanja elastičnom deformisanju usled opterećenja. Što je manja deformacija koju izaziva neko opterećenje, to je veći modul elastičnosti, tj. materijal je krući. U pogledu zahteva za izradu proteze kolena, poželjan je modul elastičnosti što približniji modulu elastičnosti butne kosti, kako bi se opterećenje ravnomerno prenelo sa kosti na telo proteze i obratno.

Gustina materijala je fizičko svojstvo koje predstavlja meru mase (težine) jedinične zapremine. Poznato je da metali imaju mnogo veću gustinu od bioloških tkiva, što je ujedno i

jedan od glavnih njihovih nedostataka za primenu u biomedicini. U tom pogledu, najpoželjniji su biomaterijali gustine približne kortikalnoj kosti (legure titana).

Koroziona postojanost je veoma važan zahtev kod razmatranja zahteva za dizajn endoproteze kolena. Razlog tome je njihovo okruženje telesnim tečnostima, koje predstavljaju vodeni rastvori soli i pratećih enzima i proteina, i veoma su agresivne za implantirani metalni biomaterijal. Budući da se endoproteza kolena ugrađuje sa radnim vekom 15-20 godina, to je ovaj zahtev veoma rigorozan za izbor biomaterijala. Ocene performansi materijala kandidata u pogledu korozione postojanosti date su prema fazi skali, na osnovu mnogobrojnih rezultata istraživanja, prikazanih kroz članke i udžbenike.

Biokompatibilnost predstavlja najznačajnije svojstvo biomaterijala. U poglavlju 5 bilo je dosta reči na temu biokompatibilnosti. Najgrublje rečeno, što je veća tolerancija organizma na biomaterijal to je veća i biokompatibilnost. Sa aspekta biokompatibilnosti najbolji je tehnički čist titan, dok su neki elementi, kao što su nikl, vanadijum, hrom, kobalt i aluminijum označeni kao nepoželjni. Za ocenu performansi biokompatibilnosti korišćena je fazi skala. Budući da se endoproteza kolena ugrađuje kao stalni implantat, to je ovaj kriterijum veoma rigorozan.

Obradivost materijala je uvedena kao kriterijum koji ukazuje na tehničke mogućnosti za oblikovanje i obradu proizvoda od razmatranog materijala. Indirektno se može smatrati da su preko ovog kriterijuma uzeti u obzir troškovi na koje se mora računati prilikom izrade složene geometrije tela endoproteze kuka i dovodenja do projektnih zahteva u pogledu dimenzija i kvaliteta. S obzirom na to, da je nemoguće brojčano oceniti obradivost nekog materijala, ocene performansi po ovom kriterijumu su bazirane na fazi skali. Pri tome je bolja obradivost materijala birana kao poželjnija.

Tvrdoća je izabrana kao glavna mera otpornosti nekog materijala na habanje. Niska otpornost na habanje ili visok koeficijent trenja može dovesti do slabljenja implantata. Pored toga, čestice koje se odvajaju sa habajućih površina su biološki aktivne i mogu prouzrokovati ozbiljnu inflamatornu reakciju, koja je nepoželjna, jer dovodi do oštećenja zdrave kosti oko implantata. Imajući u vidu i činjenicu, da habanje može ubrzati odnosno povećati korozionu aktivnost, to je u ovom slučaju izbora materijala tvrdoća jedan od najbitnijih zahteva.

Cena je veoma bitan kriterijum za izbor bilo kog materijala, međutim kod izrade trajnih implantata ona je najmanje značajna, ali ne i zanemarljiva. U inicijalnoj matrici odlučivanja navedene su okvirne komercijalne cene izabranih materijala u €/kg. Cene su orijentacione iz više razloga. Najpre, cene legura na svetskom tržištu su berzanskog karaktera, te iz tog razloga stalno variraju. Dodatno, cene biomaterijala zavise i od dimenzija, količine, načina izrade i završne

obrade. U svakom slučaju, prilikom unošenja podataka o ceni, autor ove disertacije se trudio da svuda uzima srednju vrednost i vodi računa o relativnim odnosima između cena pojedinih materijala koji su razmatrani kao potencijalni.

6.5.3. Određivanje subjektivnih težinskih koeficijenata kriterijuma pomoću MDL metode

Kao što je već navedeno u poglavlju 4.8.2, određivanje subjektivnih težinskih koeficijenata kriterijuma izvedeno je na osnovu upoređenja značajnosti po parovima kriterijuma, primenom metode modifikovane digitalne logike. Ocena značajnosti, kao i konačne vrednosti subjektivnih težinskih koeficijenata kriterijuma, prikazani su u tabeli 48 i 49.

Tabela 48. Određivanje subjektivnih težinskih koeficijenata kriterijuma za izbor femoralnog dela endoproteze kolena pomoću MDL metode

Kriterijum	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12	13	14	15	16	17	18	19	20	21	22	23	24
C1	3	2	2	2	1	1	3	1	3															
C2	1									2	2	2	1	1	3	1	3							
C3		2								2								2	2	1	1	3	1	3
C4			2								2							2						
C5				2								2							2					
C6					3								3							3				
C7						3								3							3			
C8							1								1							1		
C9								3								3							3	
C10									1								1							1

C1 - Napon tečenja; C2 - Zatezna čvrstoća; C3 - Izduženje; C4 - Modul elastičnosti; C5 - Gustina; C6 - Koroziona postojanost; C7 - Biokompatibilnost; C8 - Obradivost; C9 -Tvrdoća; C10 - Cena

Tabela 49. Nastavak tabele 48

Kriterijum	25	26	27	28	29	30	31	32	33	34	35	36	37	38	39	40	41	42	43	44	45	Σ	w_j^s
C1																						18	0,100
C2																						16	0,089
C3																						17	0,094
C4	2	1	1	3	1	3																17	0,094
C5	2						1	1	3	1	3											17	0,094
C6		3					3					2	3	1	3							24	0,133
C7			3					3				2				3	2	3				25	0,139
C8				1					1				1			1			1	3		11	0,061
C9					3					3				3			2		3		3	26	0,144
C10						1					1				1			1		1	1	9	0,050

6.5.4. Određivanje objektivnih težinskih koeficijenata kriterijuma

Određivanje objektivnih težinskih koeficijenata kriterijuma izvedeno je metodom standardne devijacije, što je opisano u poglavlju 4.8.1. Najpre je inicijalna matrica odlučivanja, prikazana u tabeli 50, normalizovana prema metodologiji opisanoj u poglavlju 4.7.2., prema jednačinama (9)-(13).

Tabela 50. Inicijalna matrica odlučivanja za izbor materijala femoralnog dela endoproteze kolena

Materijali	Kriterijumi									
	C1	C2	C3	C4	C5	C6	C7	C8	C9	C10
	Max (MPa)	Max (MPa)	Max (%)	Ciljani (GPa)	Ciljani (g/cm ³)	Max	Max	Max	Max	Min €/kg
M1	250	585	57	193	7,95	0,410	0,590	0,865	174	3,8
M2	450	825	45	193	7,86	0,500	0,590	0,865	225	5,0
M3	580	930	52	200	7,64	0,500	0,745	0,865	304	1,6
M4	450	840	39	195	7,75	0,500	0,590	0,865	270	4,2
M5	585	1.035	25	241	8,28	0,745	0,745	0,335	304	35,0
M6	880	1.350	22	241	8,28	0,745	0,745	0,410	410	37,0
M7	1.115	1.420	28	241	8,29	0,745	0,745	0,335	455	140,0
M8	1.340	1.400	21	235	8,43	0,665	0,590	0,255	425	60,0
M9	415	1.035	60	243	9,22	0,665	0,665	0,335	155	58,0
M10	550	670	22	103	4,51	0,955	0,955	0,500	280	21,0
M11	710	880	12	105	4,43	0,865	0,865	0,410	304	29,0
M12	850	950	12	105	4,52	0,955	0,955	0,410	318	25,0
M13	820	900	6	112	4,45	0,865	0,955	0,410	260	26,0
M14	570	690	15	103	4,48	0,865	0,865	0,500	278	26,5
M15	920	960	25	78	5,06	0,865	0,865	0,410	280	31,0
Ciljana vrednost	1340	1420	60	16	1,3	0,955	0,955	0,865	455	1,6
<i>C1 - Napon tečenja; C2 - Zatezna čvrstoća; C3 - Izduženje; C4 - Modul elastičnosti; C5 - Gusttina; C6 - Korozijska postojanost; C7 - Biokompatibilnost; C8 - Obradivost; C9 - Tvrdoća; C10 - Cena</i>										

Objektivni težinski koeficijenti kriterijuma sračunati su prema jednačinama (24)-(26). Normalizovana matrica odlučivanja i vrednosti objektivnih težinskih koeficijenata kriterijuma, prikazani su u tabeli 51.

Tabela 51. Normalizovana matrica odlučivanja sa objektivnim težinskim koeficijentima kriterijuma

Materijali	Atributi materijala prema izabranim kriterijumima									
	C1	C2	C3	C4	C5	C6	C7	C8	C9	C10
M1	0,1866	0,4120	0,9500	0,2716	0,2787	0,4293	0,6178	1,0000	0,3824	0,4211
M2	0,3358	0,5810	0,7500	0,2716	0,2885	0,5236	0,6178	1,0000	0,4945	0,3200
M3	0,4328	0,6549	0,8667	0,2428	0,3124	0,5236	0,7801	1,0000	0,6681	1,0000
M4	0,3358	0,5915	0,6500	0,2634	0,3004	0,5236	0,6178	1,0000	0,5934	0,3810
M5	0,4366	0,7289	0,4167	0,0741	0,2430	0,7801	0,7801	0,3873	0,6681	0,0457
M6	0,6567	0,9507	0,3667	0,0741	0,2430	0,7801	0,7801	0,4740	0,9011	0,0432
M7	0,8321	1,0000	0,4667	0,0741	0,2419	0,7801	0,7801	0,3873	1,0000	0,0114
M8	1,0000	0,9859	0,3500	0,0988	0,2267	0,6963	0,6178	0,2948	0,9341	0,0267
M9	0,3097	0,7289	1,0000	0,0658	0,1410	0,6963	0,6963	0,3873	0,3407	0,0276
M10	0,4104	0,4718	0,3667	0,6420	0,6518	1,0000	1,0000	0,5780	0,6154	0,0762
M11	0,5299	0,6197	0,2000	0,6337	0,6605	0,9058	0,9058	0,4740	0,6681	0,0552
M12	0,6343	0,6690	0,2000	0,6337	0,6508	1,0000	1,0000	0,4740	0,6989	0,0640
M13	0,6119	0,6338	0,1000	0,6049	0,6584	0,9058	1,0000	0,4740	0,5714	0,0615
M14	0,4254	0,4859	0,2500	0,6420	0,6551	0,9058	0,9058	0,5780	0,6110	0,0604
M15	0,6866	0,6761	0,4167	0,7449	0,5922	0,9058	0,9058	0,4740	0,6154	0,0516
w_j^0	0,099	0,082	0,131	0,119	0,093	0,085	0,067	0,084	0,119	0,121

6.5.5. Rezultati rangiranja materijala primenom proširene TOPSIS metode

Detaljna procedura primene proširene TOPSIS metode opisana je u poglavlju 4.7.1., tako da će ovde biti prikazani samo rezultati koji su dobijeni njenom primenom. Najpre je određena normalizovana matrica odlučivanja pomoću jednačine (2):

Tabela 52. Normalizovana matrica odlučivanja za TOPSIS metodu

Materijali	Atributi materijala prema izabranim kriterijumima									
	C1	C2	C3	C4	C5	C6	C7	C8	C9	C10
M1	0,0000	0,0000	0,9444	0,2203	0,1604	0,0000	0,0000	1,0000	0,0633	0,9841
M2	0,1835	0,2874	0,7222	0,2203	0,1717	0,1651	0,0000	1,0000	0,2333	0,9754
M3	0,3028	0,4132	0,8519	0,1894	0,1995	0,1651	0,4247	1,0000	0,4967	1,0000
M4	0,1835	0,3054	0,6111	0,2115	0,1856	0,1651	0,0000	1,0000	0,3833	0,9812
M5	0,3073	0,5389	0,3519	0,0088	0,1187	0,6147	0,4247	0,1311	0,4967	0,7587
M6	0,5780	0,9162	0,2963	0,0088	0,1187	0,6147	0,4247	0,2541	0,8500	0,7442
M7	0,7936	1,0000	0,4074	0,0088	0,1174	0,6147	0,4247	0,1311	1,0000	0,0000
M8	1,0000	0,9760	0,2778	0,0352	0,0997	0,4679	0,0000	0,0000	0,9000	0,5780
M9	0,1514	0,5389	1,0000	0,0000	0,0000	0,4679	0,2055	0,1311	0,0000	0,5925
M10	0,2752	0,1018	0,2963	0,6167	0,5947	1,0000	1,0000	0,4016	0,4167	0,8598
M11	0,4220	0,3533	0,1111	0,6079	0,6048	0,8349	0,7534	0,2541	0,4967	0,8020
M12	0,5505	0,4371	0,1111	0,6079	0,5934	1,0000	1,0000	0,2541	0,5433	0,8309
M13	0,5229	0,3772	0,0000	0,5771	0,6023	0,8349	1,0000	0,2541	0,3500	0,8237
M14	0,2936	0,1257	0,1667	0,6167	0,5985	0,8349	0,7534	0,4016	0,4100	0,8201
M15	0,6147	0,4491	0,3519	0,7269	0,5253	0,8349	0,7534	0,2541	0,4167	0,7876

Nakon normalizacije inicijalne matrice odlučivanja, izvedena su preračunavanja korišćenjem jednačina od (3) do (8). Rezultati ocene biomaterijala za izradu femoralnog dela endoproteze kolena, primenom proširene TOPSIS metode, prikazani su u tabeli 53. Rezultati ocene su dati za dve vrednosti stepena sigurnosti donosioca odluke, i to za $\eta=1,0$ i $\eta=0,8$.

Tabela 53. Rezultati ocene biomaterijala za izradu femoralnog dela endoproteze kolena primenom proširene TOPSIS metode

Materijali	C_i	Rang	C_i	Rang
	$\eta=1,0$		$\eta=0,8$	
M1	0,3047	15	0,3473	15
M2	0,3276	14	0,3684	14
M3	0,4537	10	0,4796	10
M4	0,3408	13	0,3770	12
M5	0,4411	11	0,4336	11
M6	0,5529	7	0,5400	7
M7	0,5799	4	0,5559	4
M8	0,5001	9	0,4956	9
M9	0,3515	12	0,3691	13
M10	0,5907	3	0,5787	3
M11	0,5684	6	0,5537	6
M12	0,6375	1	0,6171	1
M13	0,5719	5	0,5557	5
M14	0,5361	8	0,5269	8
M15	0,6014	2	0,5932	2

6.5.6. Rezultati rangiranja materijala primenom proširene WASPAS metode

Detaljna procedura primene proširene WASPAS metode opisana je u poglavlju 4.7.2., tako da će ovde biti prikazani samo rezultati koji su dobijeni njenom primenom (jednačine (9)-(16)). Rezultati ocene su dati za dve vrednosti stepena sigurnosti donosioca odluke, i to za $\eta=1,0$ i $\eta=0,8$ i prikazani su u tabeli 54.

Tabela 54. Rezultati ocene biomaterijala za izradu femoralnog dela endoproteze kolena primenom proširene WASPAS metode

Materijali	Q_i	Rang	Q_i	Rang
	$\eta=1,0$		$\eta=0,8$	
M1	0,4509	14	0,4567	13
M2	0,4959	12	0,4965	10
M3	0,5971	4	0,6033	2
M4	0,5063	11	0,5061	8
M5	0,4573	13	0,4354	14
M6	0,5175	9	0,4923	11
M7	0,5339	8	0,5035	9
M8	0,5080	10	0,4819	12
M9	0,4068	15	0,3933	15
M10	0,6041	3	0,5822	4
M11	0,5821	5	0,5573	5
M12	0,6222	2	0,5949	3
M13	0,5653	7	0,5401	7
M14	0,5676	6	0,5462	6
M15	0,6270	1	0,6038	1

6.5.7. Rezultati rangiranja materijala primenom sveobuhvatne VIKOR metode

Detaljna procedura primene sveobuhvatne VIKOR metode opisana je u poglavlju 4.7.3., tako da će ovde biti prikazani samo rezultati koji su dobijeni njenom primenom (jednačine (18)-(21)). Rezultati ocene su dati za dve vrednosti stepena sigurnosti donosioca odluke, i to za $\eta=1,0$ i $\eta=0,8$ i prikazani su u tabeli 55.

Tabela 55. Rezultati ocene biomaterijala za izradu femoralnog dela endoproteze kolena primenom sveobuhvatne VIKOR metode

Materijali	P_i	Rang	P_i	Rang
	$\eta=1,0$		$\eta=0,8$	
M1	0,9513	14	0,9128	14
M2	0,9024	13	0,8315	13
M3	0,5598	10	0,4803	9
M4	0,8911	12	0,8229	12
M5	0,4727	9	0,5047	10
M6	0,2815	6	0,3009	8
M7	0,2210	4	0,2549	7
M8	0,6765	11	0,6395	11
M9	0,9856	15	1,0000	15
M10	0,1793	2	0,0630	2
M11	0,1848	3	0,1967	4
M12	0,0000	1	0,0275	1
M13	0,3023	7	0,2355	6
M14	0,3248	8	0,2161	5
M15	0,2226	5	0,1024	3

6.5.8. Upoređenje rezultata i diskusija

U tabeli 56 prikazani su rezultati rangiranja materijala za izradu femoralnog dela endoproteze kolena pomoću sve tri, već opisane metode VKA.

Tabela 56. Rezultati ocene biomaterijala za izradu femoralnog dela endoproteze kolena

Materijali	TOPSIS	WASPAS	VIKOR	TOPSIS	WASPAS	VIKOR
	$\eta=1,0$			$\eta=0,8$		
M1	15	14	14	15	13	14
M2	14	12	13	14	10	13
M3	10	4	10	10	2	9
M4	13	11	12	12	8	12
M5	11	13	9	11	14	10
M6	7	9	6	7	11	8
M7	4	8	4	4	9	7
M8	9	10	11	9	12	11
M9	12	15	15	13	15	15
M10	3	3	2	3	4	2
M11	6	5	3	6	5	4
M12	1	2	1	1	3	1
M13	5	7	7	5	7	6
M14	8	6	8	8	6	5
M15	2	1	5	2	1	3

Rezultati rangiranja su izvedeni za dve vrednosti stepena sigurnosti donosioca odluke u značajnost kriterijuma, kao i u prethodna dva slučaja. Druge vrednosti stepena sigurnosti η nema smisla razmatrati, jer je onda sumnja u pravilan izbor kriterijuma velika, a dobijeni rezultati rangiranja predstavljaju samo okvir za daljnu analizu. Budući da je u okviru ove doktorske disertacije detaljno analiziran problem izbora materijala femoralnog dela endoproteze kolena (što je opisano u prethodnim poglavljima), to ima smisla analizirati samo rezultate za $\eta=1$. Međutim, pretpostavljajući mogućnost previda oko izbora značajnosti kriterijuma, razmatran je i slučaj rangiranja materijala za $\eta=0,8$. Drugi razlog za rangiranje materijala za $\eta = 0,8$ jeste i provera stabilnosti ranga alternativa.

Na osnovu rezultata prikazanih u tabelama 53-56, a na osnovu procedura za određivanje zbirnog ranga alternativa (poglavlje 4.9.), može se zaključiti da je najbolji metalni biomaterijal za izradu femoralnog dela endoproteze kolena **M12** (*Titanium IMI 367* (Ti-6Al-7Nb) – dvofazna legura titana). Donošenje ove odluke bazirano je na agregaciji rangova koji su dobijeni primenom TOPSIS i VIKOR metoda, jer one imaju najveći *Spearman*-ov koeficijent korelacije ($\varphi_S = 0,92$ – prikazano u tabeli 57). Takođe, treba naglasiti da je **M12** drugorangirani kandidat materijala, odmah ispod **M15** primenom WASPAS metode. Međutim, pažljivijom analizom vrednosti zbirnog kriterijuma optimalnosti Q_i , na osnovu koga je i izvedeno rangiranje, može se uočiti vrlo mala razlika (reda veličine treće decimale). S druge strane, vrednosti na osnovu kojih se vrši rangiranje kandidata **M12** i **M15** (tabele 53-55) kod TOPSIS i VIKOR metoda značajnije se razlikuju (naročito kod VIKOR metode), učvršćujući poziciju materijala **M12** kao najbolje rangiranog.

Što se tiče pozicije drugorangiranog materijala, situacija je prilično komplikovana. Naime, na osnovu rezultata, najbolje je tvrditi da su materijali **M10** (*CP Titanium Grade 4* – tehnički čist titan klase kvaliteta 4) i **M15** (*Ti-15Mo-5Zr* – β metastabilna legura titana) podjednako značajni i da dele drugu poziciju na rang listi. Naime, ako posmatramo rangove prema TOPSIS i VIKOR metodama, oni se razlikuju, pri čemu **M10** biva drugorangiran pomoću VIKOR metode, a **M15** pomoću TOPSIS metode. Takođe, **M10** je trećerangiran kod TOPSIS metode, dok je **M15** na petom mestu po rangu prema VIKOR metodi. Doda li se tome činjenica, da je **M15** najbolje rangiran kod WASPAS metode, a **M10** treći po rangu, najsigurnije je oba materijala staviti na drugo mesto prioriteta, a prednost bi, po autorovom mišljenju, trebalo dati materijalu veće tvrdoće. Međutim, pošto oba materijala imaju iste vrednosti tvrdoća (280 HV) onda bi prednost pri izboru imao **M10** (čist titan) zbog bolje korozijske postojanosti, bolje biokompatibilnosti i obradivosti i niže cene. U svakom slučaju, ako je to izvodljivo, trebalo bi za izradu femoralne

komponente endoproteze kolena birati isključivo prvorangirani materijal M12, jer ima bolja tribološka svojstva, uz isto visoku korozionu postojanost i biokompatibilnost.

Smanjenjem parametra η na vrednost 0,8, situacija se komplikuje. Pri tome, materijal **M12** ostaje najbolje rangiran kod TOPSIS i VIKOR metode, a treći po rangu kod WASPAS metode. Analizom vrednosti P_i kod VIKOR metode, zaključuje se da prva tri najbolje rangirana kandidata dele prvo mesto, jer nije ispunjen uslov „dovoljne prednosti“ (što je detaljno objašnjeno u poglavlju 4.7.3.), tako da materijal **M15** biva prvorangiran kod WASPAS i VIKOR metoda, a drugorangiran kod TOPSIS metode. Dakle, ako se posmatraju sve tri metode, onda bi **M15** bio najbolje rangiran materijal, dok bi agregacijom rangova samo TOPSIS i VIKOR metoda (koje imaju najveći stepen korelacije $\varphi_S = 0,93$) to bio materijal **M12**. U ovakvim okolnostima bi konačnu odluku trebalo bazirati na dodatnim analizama svojstava ova dva materijala (kao što je to opisano za $\eta = 1$), a iz istih razloga trebalo bi se opredeliti za materijal **M12**.

Radi utvrđivanja stepena korelacije rezultata rangiranja, dobijenih pomoću sve tri metode VKA, sračunati su *Spearman*-ovi i *Kendall*-ovi koeficijenti korelacije (o njima je pisano u poglavljima 4.9.1. i 4.9.2.). Vrednosti *Spearman*-ovih i *Kendall*-ovih koeficijenata korelacije rezultata ocene biomaterijala za izradu femoralne komponente endoproteze kolena prikazani su u tabeli 57.

Tabela 57. *Spearman*-ovi i *Kendall*-ovi koeficijenti korelacije rezultata ocene biomaterijala za izradu femoralnog dela endoproteze kolena dobijenih pomoću tri različite metode VKA

Materijali	Spearman			Kendall	Spearman			Kendall
	TOPSIS	WASPAS	VIKOR		TOPSIS	WASPAS	VIKOR	
	$\eta=1,0$				$\eta=0,8$			
TOPSIS	1	0,84	0,92	0,90	1	0,68	0,93	0,87
WASPAS	0,84	1	0,81		0,68	1	0,79	
VIKOR	0,92	0,81	1		0,93	0,79	1	

Na osnovu koeficijenata korelacije može se konstatovati veoma izražena podudarnost rezultata rangiranja materijala za TOPSIS i VIKOR metode ($\varphi_S = 0,92$ i $\varphi_S = 0,93$, za $\eta = 1$ i $\eta = 0,8$, respektivno), dok je najmanja podudarnost za TOPSIS i WASPAS metoda ($\varphi_S = 0,68$ za $\eta = 0,8$). *Kendall*-ovi koeficijenti su prilično visoki za obe vrednosti parametra η i ukazuju na jaku korelaciju rezultata rangiranja kod tri metode.

7. RAZVOJ SISTEMA ZA PODRŠKU ODLUČIVANJU

7.1. Sistemi za podršku odlučivanju

Sistemi za podršku odlučivanju (SzPO) predstavljaju posebnu klasu informacionih sistema orijentisanih ka procesu odlučivanja. Nastali su sredinom sedamdesetih godina prošlog veka, kao posledica brzog razvoja tehnologije obrade podataka, metoda i modela operacionih istraživanja i nauke o upravljanju. SzPO kao nadgradnja više različitih disciplina (pre svega menadžmenta i informatike) baziraju se na teoriji odlučivanja, a koriste se u raznim oblastima ljudske delatnosti – od prirodnih nauka, tehnike, tehnologije, ekonomije i društvenih delatnosti, pa sve do edukacije. To su informacioni sistemi, koji su slični i komplementarni standardnim informacionim sistemima i imaju za cilj da podržavaju, uglavnom poslovne procese donošenja odluka. Predstavljaju simbiozu informacionih sistema, primene niza funkcionalnih znanja i tekućeg procesa donošenja odluka [245].

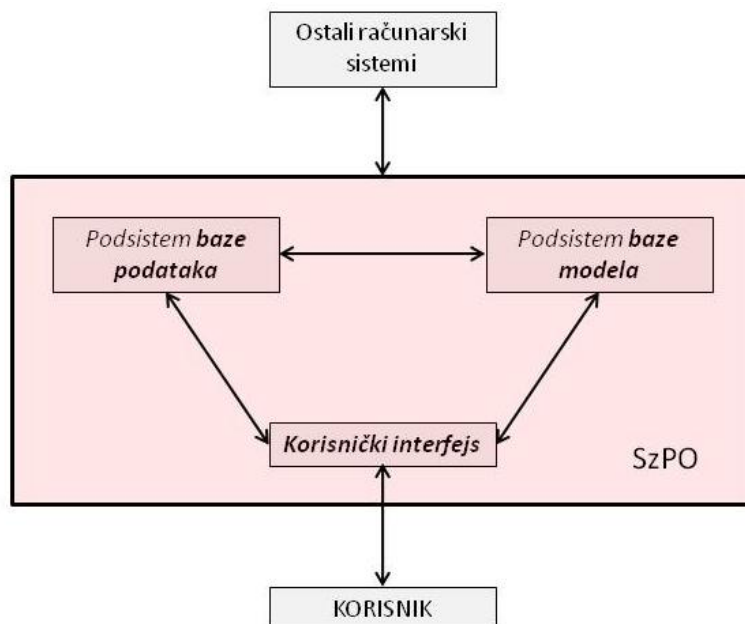
Njihov glavni cilj, kao i cilj drugih informacionih sistema, jeste poboljšanje efikasnosti i efektivnosti neke organizacije. SzPO se, s druge strane, ne ograničavaju na usko definisana i ograničena problemska područja u smislu njihovog predefinisanja, već teže ka što većem stepenu generalizacije u pogledu podrške u odlučivanju. Oni ne zamenjuju ljudski intelekt, već ga potpomažu i obogaćuju novim i kvalitetnim informacijama [244]. To znači, SzPO treba da budu pomoć donosiocima odluka u smislu povećavanja njihovih sposobnosti, a nikako zamena za njihove procene. Oni ne donose odluke automatski, već samo obezbeđuju analizu i podršku potrebnu za konkretnije odlučivanje. Drugim rečima, SzPO sadrže algoritme logičkih i racionalnih procesa putem kojih klasifikuju, upoređuju i formiraju informacije neophodne za odlučivanje [246]. Postoje najmanje tri razloga za razvoj ovih sistema:

- Velika količina podataka koju treba obraditi u procesu odlučivanja.
- Vreme za odlučivanje je uvek ograničeno, tj postoji vremenski period u kome je neophodno doneti odluku.
- Postoji potreba donosioca odluke da donese ispravnu i objektivnu odluku.

SzPO obezbeđuju nosiocima odlučivanja kontrolu nad podacima, pristup analitičkim alatima i sposobnost za konsultovanje i interakciju sa ostalim nosiocima odlučivanja. Svaki SzPO se sastoji iz tri podsistema (konstitutivna elementa), što je grafički ilustrovano na slici 54 [247]:

1. *Podsistem baze podataka* – komponenta SzPO u kojoj se čuvaju ulazni i izlazni podaci.

2. *Podsystem baze modela* – komponenta SzPO koja se sastoji od modela odlučivanja. Zadatak ovog podsistema je, da na osnovu ulaznih podataka i modela odlučivanja, generiše izlazne podatke na osnovu kojih donosilac odluke odlučuje.
3. *Podsystem korisničkog interfejsa* – komponenta koja omogućava komunikaciju između SzPO i korisnika. Budući da donosioci odluka nisu uvek specijalisti za određeni model, to je ovaj podsistem i najvažniji. U većini slučajeva podsistem korisničkog interfejsa se sastoji iz tri dela:
 - a) Jezik akcije - šta korisnik može da učini u komunikaciji sa sistemom;
 - b) Jezik prikazivanja ili prezentacije - šta korisnik vidi;
 - c) Baza znanja - šta korisnik mora znati.



Slika 54. Struktura SzPO

Osnovne prednosti SzPO su sledeće [248]:

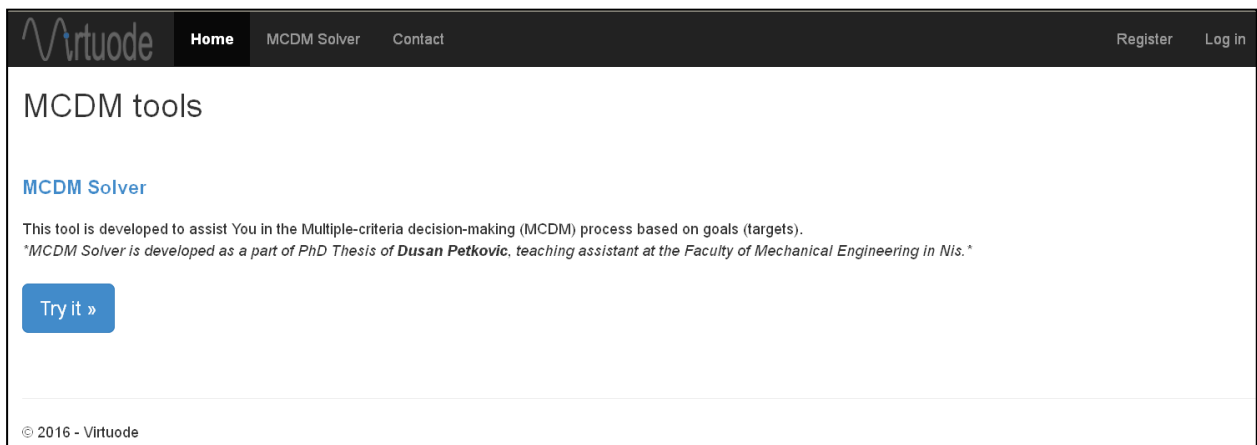
1. povećavanje broja razmatranih alternativa u procesu donošenja odluka,
2. bolje razumevanje problema koji treba da se reši,
3. brži odgovor na nepredviđene situacije,
4. sposobnost sprovođenja *ad-hoc* analiza,
5. bolje sagledavanje problema,
6. poboljšana komunikacija među članovima tima koji učestvuju u donošenju odluke,
7. poboljšana kontrola odlučivanja,
8. ušteda u troškovima,
9. bolje odluke,
10. efikasniji timski rad,
11. ušteda u vremenu,

12. bolje iskorišćenje raspoloživih podataka.

Osnovni nedostatak SzPO ogleda se u problemu izbora metoda i korišćenju modela iz baze modela. Donosilac odluke često se susreće sa sledećim dilemama: Koji model izabrati? Kako koristiti izabrani model? Kako kombinovati više modela? Dodatni problem kod baze modela nastaje onda, kada se pojavi novi problem za čije rešavanje ne postoji model u bazi modela.

7.2. MCDM Solver

U okviru ovog poglavlja prikazan je “on-line” SzPO, pod nazivom *MCDM Solver*, koji su razvili Marko Kovačević, dipl. inž. elek. i Dušan Petković, dipl. inž. maš., autor disertacije. Razvijeni SzPO se nalazi na internet stranici firme “VIRTUODE” iz Niša (<http://virtuodemcdm.azurewebsites.net/>) i dostupan je svima koji se registruju kreiranjem naloga. Izgled naslovne strane prikazan je na slici 55. Razvijeni sistem, pored rešavanja problema VKA sa prihodnim i rashodnim kriterijumima, uspešno se može primeniti i na rešavanje problema VKA sa ciljanim kriterijumima. Pored toga, *MCDM Solver* ima univerzalnu namenu - njegova primena nije ograničena samo na izbor materijala, već se može koristiti za sve probleme VKA.



Slika 55. Izgled internet strane na kojoj se nalazi *MCDM Solver*

Ulazni podaci za *MCDM Solver* su:

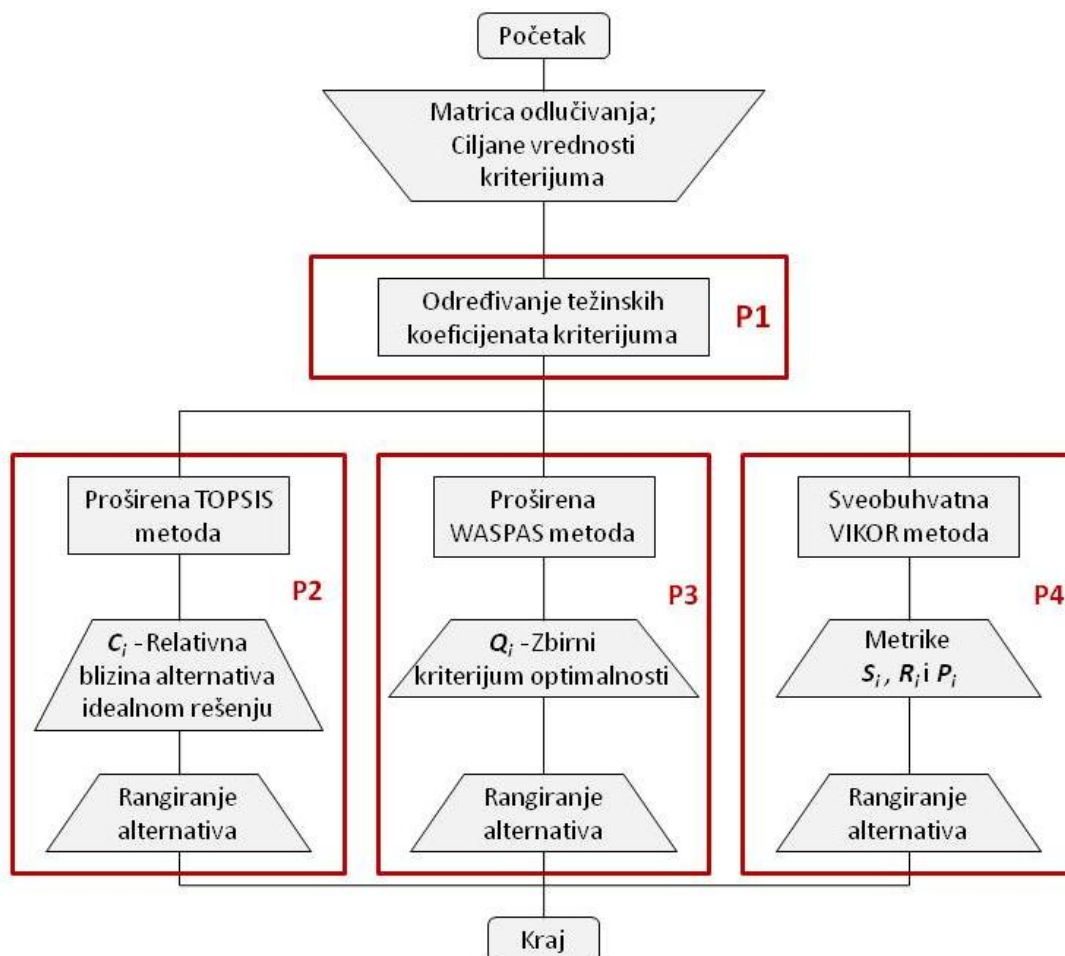
- Inicijalna matrica odlučivanja sa ciljanim vredostima kriterijuma,
- Stepem sigurnosti donosioca odluke u značajnost izabranih kriterijuma η ,
- Po potrebi i ocenjivanje značajnosti izabranih kriterijuma po parovima, ili direktno unošenje vrednosti težinskih koeficijenata kriterijuma.

Na osnovu ulaznih podataka, *MCDM Solver* može da odredi vrednosti težinskih koeficijenata kriterijuma i rang listu alternativa sa odgovarajućim vrednostima, na osnovu kojih

je izvršeno rangiranje, pomoću TOPSIS, VIKOR i WASPAS metode. Princip rada razvijenog SzPO zasniva se na primeni metoda VKA za ocenu i rangiranje alternativa i metodologije za ocenu značajnosti kriterijuma, što je opisano u poglavljima 4.7. *Metode višekriterijumske analize korišćene u disertaciji* i 4.8. *Metodologija određivanja relativne značajnosti kriterijuma koja je korišćena u disertaciji*. Arhitektura razvijenog SzPO je fleksibilna i lako nadogradiva, tako da omogućava uključivanje novih modela do kojih se bude došlo u budućnosti. *MCDM Solver* ima “User-friendly” korisnički interfejs, što omogućava jednostavan i efikasan način unosa neophodnih podataka. Njegovo korišćenje pojednostavljuje rešavanje problema VKA, jer od korisnika ne zahteva ekspertsko znanje iz teorije odlučivanja. Pored svega, “on-line” karakter sistema omogućava pristup i njegovo korišćenje od strane korisnika širom sveta.

7.2.1. Opšti algoritam

Opšti algoritam razvijenog SzPO prikazan je na slici 56. Kao programsko okruženje za razvoj *MCDM Solver*-a korišćen je *ASP.NET MVC* (*Front end* → *html, javascript, jquery*, *Back end* → *C#*).



Slika 56. Opšti algoritam *MCDM Solver*-a

Ulazni podaci u razvijeni SzPO su matrica odlučivanja i ciljane vrednosti kriterijuma. Kao izlaz, dobijaju se tri rang liste alternativa sa karakterističnim vrednostima, na osnovu kojih je izvršeno rangiranje. Pored toga, ako nisu unapred poznati težinski koeficijenti kriterijuma, u okviru izlaznog prozora mogu da se očitaju.

MCDM Solver sastavljen je iz četiri osnovna potprograma:

1. **P1** – program za određivanje težinskih koeficijenata kriterijuma,
2. **P2** – program za rešavanje problema VKA primenom proširene TOPSIS metode,
3. **P3** - program za rešavanje problema VKA primenom proširene WASPAS metode,
4. **P4** - program za rešavanje problema VKA primenom sveobuhvatne VIKOR metode.

Nakon unosa ulaznih podataka, najpre se izvršava program P1, dok se programi P2, P3 i P4 izvršavaju paralelno, te dobijaju tri rang liste alternativa, na osnovu kojih donosilac odluke bira najbolju ili najbolje.

Arhitektura softverskog prototipa je kreirana na način da se zadovolje sledeći zahtevi:

- implementacija algoritma optimizacije koji je predstavljen na slici 56,
- jednostavan način rešavanja svih problema VKA,
- nadograđiva i modularna arhitektura,
- softverski modeli smešteni na serveru,
- “user-friendly” korisnički interfejs koji eliminiše potrebu za ekspertskim znanjem.

	A	B	C	D	E	F	G	H	I
1		Kriterijum 1	Kriterijum 2	Kriterijum 3	Kriterijum 4	Kriterijum 5			
2	Alternativa 1	250	585	57	193	7,95			
3	Alternativa 2	450	825	45	193	7,86			
4	Alternativa 3	580	930	52	200	7,64			
5	Alternativa 4	450	840	39	195	7,75			
6	Alternativa 5	585	1035	25	241	8,28			
7	Ciljane vrednosti	585	1035	57	16	1,3			
8									
9									

Slika 57. Primer pripreme podataka za unos u *MCDM Solver*

Na osnovu opšteg algoritma, može se uočiti da je *MCDM Solver* tako dizajniran, da bazu podataka unosi sam korisnik, pri čemu nema ograničenja u broju kriterijuma i alternativa. Podaci moraju biti u *Excel 2007* formatu (*.xlsx*), organizovani na sledeći način (slika 57):

- U prvom, naslovnom redu unose se nazivi kriterijuma,
- U prvoj koloni, počev od druge vrste pa na dalje, unose se nazivi alternativa,
- Ispod prve vrste unose se vrednosti matrice odlučivanja,
- U vrsti ispod poslednje vrste matrice odlučivanja unose se ciljane vrednosti kriterijuma.

Nakon unosa podataka u *MCDM Solver*, pojavljuje se prozor za dijalog u kome treba definisati težinske koeficijente kriterijuma ili uneti η - vrednost stepena sigurnosti donosioca odluke u značajnost kriterijuma. Zatim, ako je $\eta > 0$ (što je objašnjeno u poglavlju (4.8.)), treba oceniti značajnost kriterijuma po parovima dodeljivanjem sledećih znakova (slika 58):

- “=” ako su podjednake značajnosti oba kriterijuma koji se ocenjuju,
- “>” ako je kriterijum sa leve strane značajniji od kriterijuma sa desne strane,
- “<” ako je kriterijum sa desne strane značajniji od kriterijuma sa leve strane,

Step 1: Import data from Excel file

	Kriterijum 1	Kriterijum 2	Kriterijum 3	Kriterijum 4	Kriterijum 5
Alternativa 1	250	585	57	193	7.95
Alternativa 2	450	825	45	193	7.86
Alternativa 3	580	930	52	200	7.64
Alternativa 4	450	840	39	195	7.75
Alternativa 5	585	1035	25	241	8.28
Targets	585	1035	57	16	1.3

Step 2: Set parameters and calculate

$\eta = 0.6$
 $\eta \in [0.0 - 1.0]$

Kriterijum 1	>	Kriterijum 2	Kriterijum 2	>	Kriterijum 4
Kriterijum 1	>	Kriterijum 3	Kriterijum 2	=	Kriterijum 5
Kriterijum 1	>	Kriterijum 4	Kriterijum 3	<	Kriterijum 4
Kriterijum 1	=	Kriterijum 5	Kriterijum 3	=	Kriterijum 5
Kriterijum 2	<	Kriterijum 3	Kriterijum 4	<	Kriterijum 5

CALCULATE

© 2016 - Virtuode

Slika 58. Izgled dijaloga prozora *MCDM Solver*-a za određivanje značajnosti kriterijuma po parovima

Kada su određeni težinski koeficijenti kriterijuma, *MCDM Solver* vrši preračunavanja definisana algoritmom, na osnovu kojih se vrši rangiranje alternativa. Izgled strane na kojoj se prikazuju rezultati u *MCDM Solver*-u prikazan je na slici 59. Najpre se prikazuju rang liste alternativa prema sve tri metode, na osnovu kojih bi trebalo izabrati najbolju ili nekoliko najboljih. U situacijama kada ima neslaganja oko najbolje alternative, trebalo bi analizirati tri tabele ispod, u kojima se vide vrednosti na osnovu kojih je izvršeno rangiranje. U pomenutim

tabelama se prikazuju i sračunate vrednosti težinskih koeficijenata, prema definisanom algoritmu P1.

Virtuode
Home **MCDM Solver** Contact
Hello dulep@masfak.ni.ac.rs Log off

Step 3: Review results

	TOPSIS	WASPAS	VIKOR
Alternativa 1	5	5	5
Alternativa 2	3	2	2
Alternativa 3	1	1	1
Alternativa 4	4	3	3
Alternativa 5	2	4	4

[Export](#)

	Kriterijum 1	Kriterijum 2	Kriterijum 3	Kriterijum 4	Kriterijum 5	C	TOPSIS
Alternativa 1	250	585	57	193	7.95	0.868	5
Alternativa 2	450	825	45	193	7.86	0.607	3
Alternativa 3	580	930	52	200	7.64	0.593	1
Alternativa 4	450	840	39	195	7.75	0.545	4
Alternativa 5	585	1035	25	241	8.28	0.393	2
Targets	585	1035	57	16	1.3		
Weights	0.293	0.194	0.225	0.137	0.151		

[Export](#)

	Kriterijum 1	Kriterijum 2	Kriterijum 3	Kriterijum 4	Kriterijum 5	Q	WASPAS
Alternativa 1	250	585	57	193	7.95	0.684	5
Alternativa 2	450	825	45	193	7.86	0.589	2
Alternativa 3	580	930	52	200	7.64	0.572	1
Alternativa 4	450	840	39	195	7.75	0.526	3
Alternativa 5	585	1035	25	241	8.28	0.490	4
Targets	585	1035	57	16	1.3		
Weights	0.293	0.194	0.225	0.137	0.151		

[Export](#)

	Kriterijum 1	Kriterijum 2	Kriterijum 3	Kriterijum 4	Kriterijum 5	P	VIKOR
Alternativa 1	250	585	57	193	7.95	0.000	5
Alternativa 2	450	825	45	193	7.86	0.388	2
Alternativa 3	580	930	52	200	7.64	0.436	1
Alternativa 4	450	840	39	195	7.75	0.448	3
Alternativa 5	585	1035	25	241	8.28	1.000	4
Targets	585	1035	57	16	1.3		
Weights	0.293	0.194	0.225	0.137	0.151		

[Export](#)

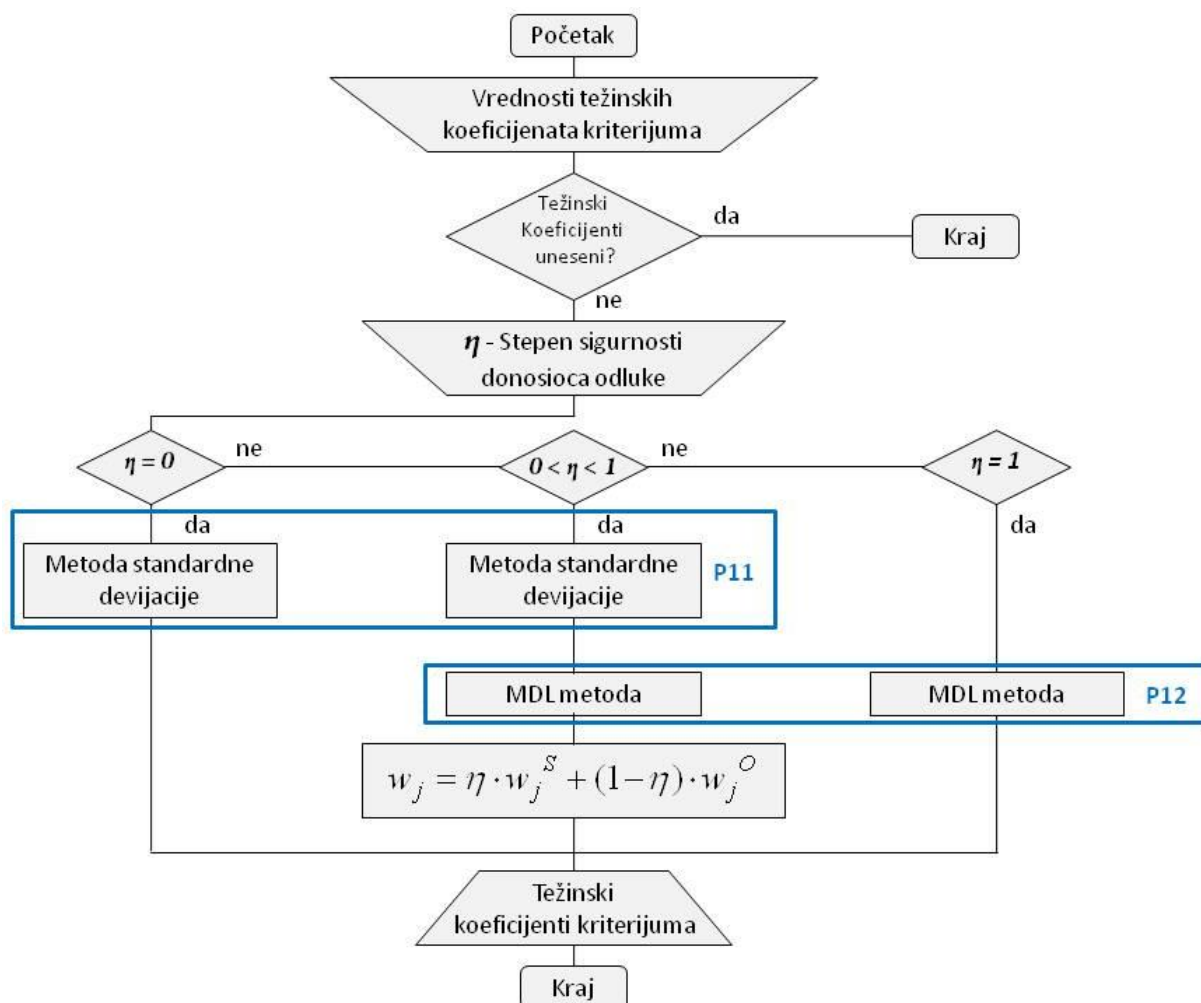
© 2016 - Virtuode

Slika 59. Prikaz rezultata u MCDM Solver-u

Ukoliko rezultati rangiranja i dalje nisu ujednačeni, trebalo bi najpre varirati parametar η , pa za razne vrednosti uporediti rešenja. Na taj način se može odrediti stabilnost pozicije neke od alternativa u zavisnosti od metode odnosno, vrednosti težinskih koeficijenata. Dobijeni rezultati se mogu eksportovati kao Excel fajl i tako čuvati.

7.2.2. Algoritam određivanja težinskih koeficijenata kriterijuma

Da bi se problem VKA mogao rešavati, potrebno je odrediti težinske koeficijente kriterijuma. *MCDM Solver* je tako dizajniran, da se težinski koeficijenti mogu unositi direktno, ili generisati pomoću metode MDL i (ili) metode standardne devijacije, što je prikazano na slici 60. Pri tome, ukoliko je problem potpuno nepoznat, kao i težinski koeficijenti (stepen sigurnosti donosioca odluke jednak 0), računanje težinskih koeficijenata se izvodi po metodi standardne devijacije.



Slika 60. Algoritam potprograma P1 za računanje težinskih koeficijenata kriterijuma

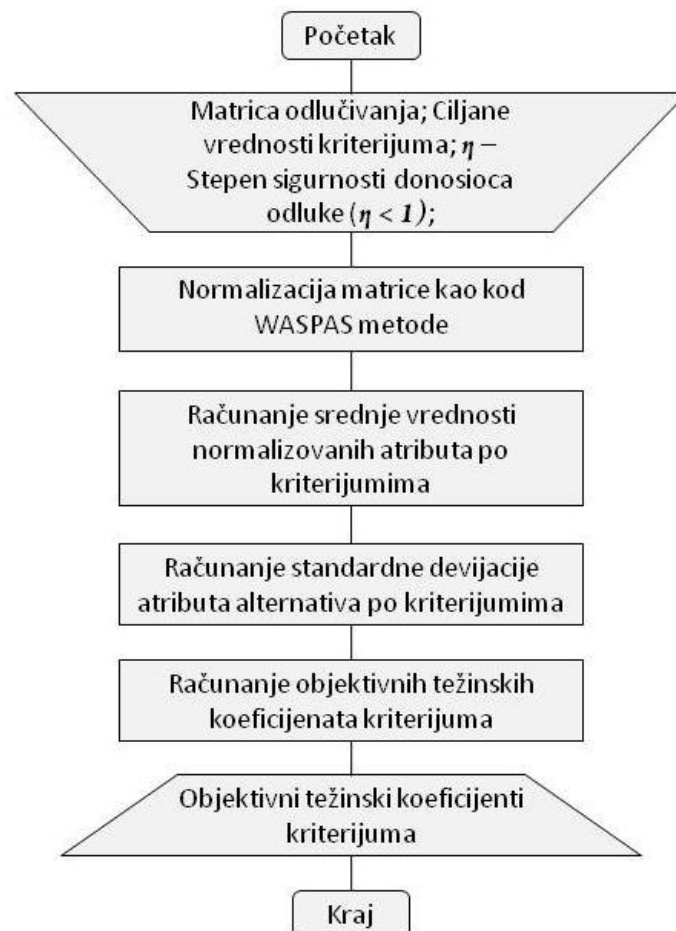
S druge strane, ako je stepen sigurnosti donosioca odluke u značajnost kriterijuma jednak 1, onda se računanje težinskih koeficijenata izvodi po metodi MDL, što je opisano u poglavlju 4.8.2. Međutim, u većini slučajeva donosilac odluke nije u potpunosti siguran u pravilan izbor značajnosti kriterijuma, pa se u takvim situacijama težinski koeficijenti računaju kao linearna kombinacija težinskih koeficijenata, dobijenih pomoću prethodno navedene dve metode (opisano u poglavlju 4.8).

7.2.2.1. Algoritam određivanja objektivnih težinskih koeficijenata kriterijuma

Procedura određivanja objektivnih težinskih koeficijenata kriterijuma detaljno je opisana u poglavlju 4.8.1. U ovom poglavlju biće pojašnjen način rada ovog potprograma (P11) u okviru razvijenog SzPO, čiji je algoritam prikazan na slici 61. Naime, najpre se unose potrebni podaci:

- matrica odlučivanja,
- ciljne vrednosti kriterijuma i
- η (koje mora biti manje od 1).

Potom se vrši normalizacija matrice odlučivanja. Na osnovu analize koju je izveo autor disertacije, najbolje rezultate daje normalizacija novorazvijenom metodologijom, kao u slučaju proširene *WASPAS* metode. Shodno tome, normalizacija se vrši po postupku opisanom u poglavlju 4.7.2., jednačine (9)-(13).



Slika 61. Algoritam za P11

Nakon normalizacije računaju se srednje vrednosti normalizovanih atributa po kriterijumima, zatim standardna devijacija performansi alternativa unutar svakog kriterijuma i na

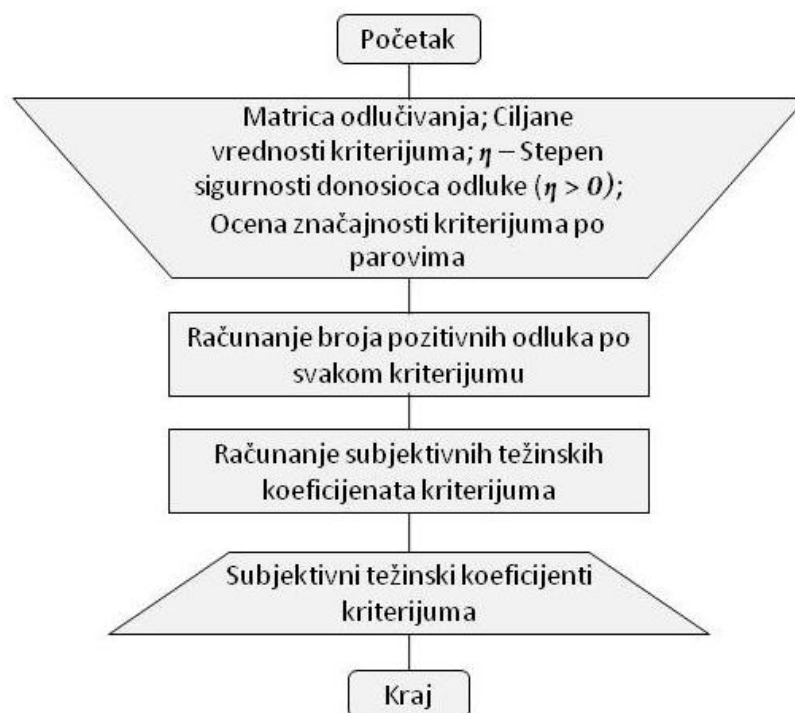
kraju objektivni težinski koeficijenti kriterijuma. Postupak sračunavanja srednjih vrednosti, standardne devijacije i objektivnih težinskih koeficijenata kriterijuma opisan je u poglavlju 4.8.1., jednačine (24)-(26).

7.2.2.2. Algoritam određivanja subjektivnih težinskih koeficijenata kriterijuma

Procedura određivanja subjektivnih težinskih koeficijenata kriterijuma detaljno je opisana u poglavlju 4.8.2. Na slici 62 prikazan je način rada ovog potprograma (P12) u okviru razvijenog *MCDM Solver*-a. Za početak rada ovog potprograma potrebno je uneti sledeće podatke:

- matricu odlučivanja,
- ciljne vrednosti kriterijuma,
- η (koje mora biti veće od 0).

Nakon toga *MCDM Solver* otvara dijalog prozor u kojem treba oceniti sve parove kriterijuma po značajnosti (postupak je već opisan u poglavlju 7.2.1.). Sledeći korak je računanje broja pozitivnih odluka po svakom kriterijumu i određivanje subjektivnih težinskih koeficijenata kriterijuma po postupku opisanom u poglavlju 4.8.2.

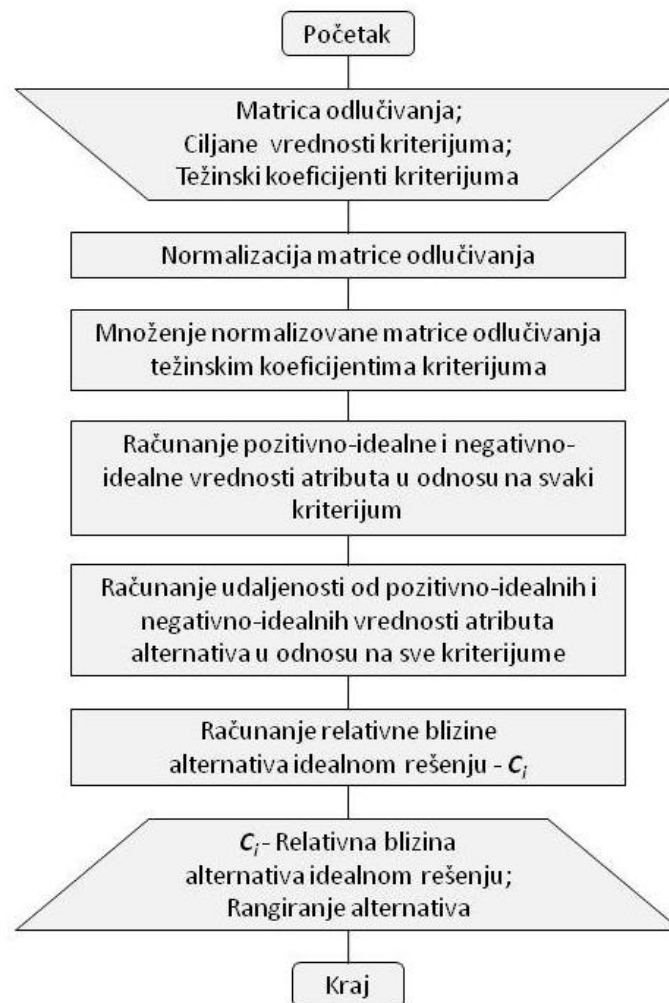


Slika 62. Algoritam za P12

7.2.3. Algoritam rešavanja problema VKA primenom proširene TOPSIS metode

Jedna od metoda VKA koja je korišćena u doktoratu je proširena TOPSIS metoda. Detaljan opis matematičkog aparata, koji se koristi za rangiranje kandidata, opisan je u poglavlju 4.7.1. U ovom poglavlju se samo opisuje potprogram P2, koji vrši preračunavanja iz ove metode, a čiji je algoritam prikazan na slici 63. Neophodni podaci za start ovog potprograma su:

- matrica odlučivanja,
- ciljane vrednosti kriterijuma i
- težinski koeficijenti kriterijuma.



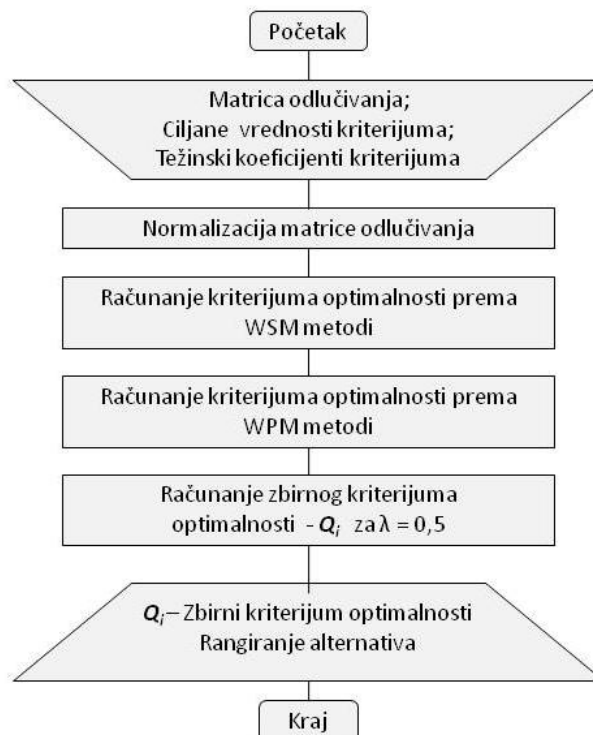
Slika 63. Algoritam P2 - proširena TOPSIS metoda

Po unosu potrebnih podataka, najpre se vrši normalizacija matrice odlučivanja prema jednačini (2). Zatim se vrši preračunavanje otežane matrice prema jednačini (3). Potom slede sračunavanja pozitivno-idealne i negativno-idealne vrednosti atributa za svaki kriterijum, prema jednačinama (4) i (5). U sledećem koraku se računa udaljenost svake alternative po svakom kriterijumu od pozitivno-idealnih i negativno-idealnih vrednosti atributa prema jednačinama (6) i

(7). Pretposlednji korak obuhvata računanje relativne blizine svake od alternativa idealnom rešenju, prema jednačini (8). Na kraju se vrši rangiranje alternativa, prema sračunatim vrednostima relativnih blizina alternativa idealnom rešenju, pri čemu važi pravilo „što veće to bolje“.

7.2.4. Algoritam rešavanja problema VKA primenom proširene WASPAS metode

Druga metoda VKA koja je korišćena u doktoratu je proširena WASPAS metoda. Detaljan opis matematičkog aparata, koji se koristi za rangiranje kandidata, opisan je u poglavlju 4.7.2. Ujedno, to je i metoda VKA, koju je autor ove disertacije proširio i omogućio primenu i kod problema VKO sa ciljanim kriterijumima. Na taj način, razvoj ovog SzPO predstavlja i jedan vid testiranja proširene metode. U ovom poglavlju se samo opisuje potprogram P3, koji vrši preračunavanja obuhvaćena ovom metodom, a čiji je algoritam prikazan na slici 64.



Slika 64. Algoritam P3 - proširena WASPAS metoda

Neophodni podaci za start potprograma P3 su:

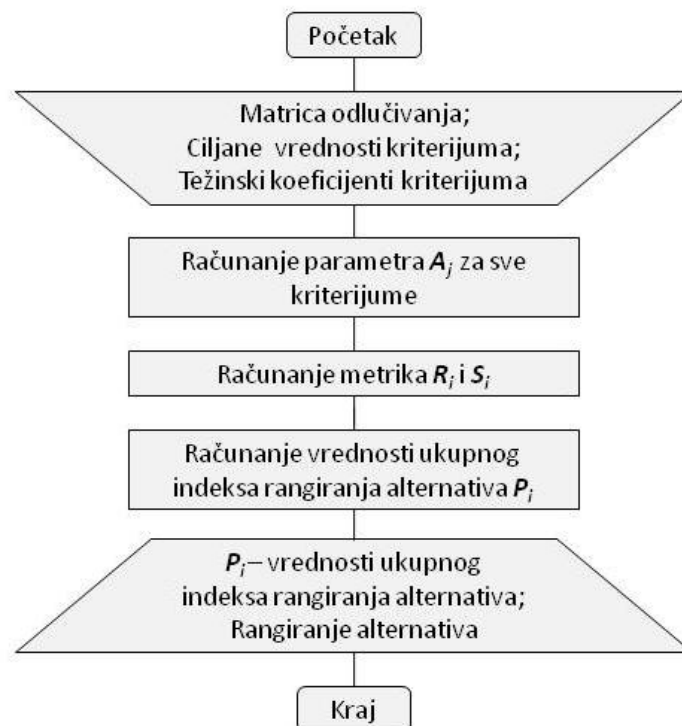
- matrica odlučivanja,
- ciljane vrednosti kriterijuma i
- težinski koeficijenti kriterijuma.

Po unosu potrebnih podataka, najpre se vrši normalizacija matrice odlučivanja prema jednačinama (9)-(13). Zatim se vrši računanje kriterijuma optimalnosti prema WSM metodi,

jednačina (14). Nakon toga, računaju se vrednosti kriterijuma optimalnosti za svaku od alternativa prema WPM metodi, jednačina (15). U sledećem koraku se računa zbirni kriterijum optimalnosti svake od alternativa prema jednačini (16). Na kraju se vrši rangiranje alternativa, prema sračunatim vrednostima za zbirni kriterijum optimalnosti, pri čemu važi pravilo „što veće to bolje“.

7.2.5. Algoritam rešavanja problema VKA primenom sveobuhvatne VIKOR metode

Treća metoda VKA koja je korišćena u doktoratu je sveobuhvatna VIKOR metoda. Detaljan opis matematičkog aparata, koji se koristi za rangiranje kandidata pomoću ove metode, opisan je u poglavlju 4.7.3. Ovde će biti opisan potprogram P4, koji vrši preračunavanja obuhvaćena ovom metodom, a čiji je algoritam prikazan na slici 65.



Slika 65. Algoritam P4 - sveobuhvatna VIKOR metoda

Neophodni podaci za start potprograma P4 su:

- matrica odlučivanja,
- ciljane vrednosti kriterijuma i
- težinski koeficijenti kriterijuma.

Po unosu potrebnih podataka, najpre se vrši sračunavanje parametra A_j za sve kriterijume. Zatim se vrši računanje kriterijuma optimalnosti prema WSM metodi, jednačina (14). Nakon toga, računaju se vrednosti metrika R_i i S_i za svaku alternativu prema jednačinama (19) i (20). U

sledećem koraku se računa vrednost ukupnog indeksa rangiranja alternativa, prema jednačini (21). Na kraju se vrši rangiranje alternativa, prema sračunatim vrednostima ukupnog indeksa rangiranja alternativa, pri čemu važi pravilo „što manje to bolje“.

7.3. Rešenje problema izbora biomaterijala primenom *MCDM Solver*-a

U okviru doktorske disertacije razvijen je SzPO pod nazivom *MCDM Solver* čiji je prevashodni cilj bio pomoć pri donošenju odluke o izboru biomaterijala. U poglavlju 6.2. razmatran je problem izbora materijala pločice za unutrašnju fiksaciju kosti, u poglavlju 6.4. razmatran je problem izbora materijala tela endoproteze kuka, dok je u poglavlju 6.5. razmatran problem izbora materijala endoproteze kolena. U pomenutim slučajevima opisan je problem i izvršeno rangiranje kandidata materijala na osnovu metoda VKA. Zatim su rezultati rangiranja materijala u sve tri studije slučaja dobijeni računanjem upoređeni sa rezultatima rangiranja materijala dobijenih pomoću *MCDM Solver*-a. Time je izvedena i verifikacija razvijenog SzPO na studijama slučajeva, kod kojih su sva neophodna sračunavanja izvedena postupno i bez pomoći sistema za podršku odlučivanju.

Nakon upoređenja dobijenih rezultata, može se konstatovati potpuna identičnost sa onima koji su navedeni u poglavljima 6.2., 6.4. i 6.5. Na taj način je verifikovana validnost razvijenog SzPO pod imenom *MCDM Solver*. Zbog jednostavnosti prikaza i racionalnog iskorišćenja prostora u disertaciji, rezultati dobijeni korišćenjem *MCDM Solver*-a prikazani su kao prilozi na sledeći način:

- **Prilog 2** – Rezultati rangiranja materijala pločice za unutrašnju fiksaciju kosti.
- **Prilog 3** - Rezultati rangiranja materijala tela endoproteze kuka.
- **Prilog 4** - Rezultati rangiranja materijala femoralne komponente endoproteze kolena.

8. ZAKLJUČNA RAZMATRANJA I PRAVCI DALJNIH ISTRAŽIVANJA

8.1. Zaključna razmatranja

Razvoj nauke i društva u celini, doprineo je, između ostalog, i produženju ljudskog veka. Sa povećanjem broja starije populacije, neminovno raste i potreba za raznim hirurškim intervencijama u kojima je potrebno bolesni ili oštećeni deo tela zameniti implantatom, koji je izrađen od materijala nebiološkog porekla. Time se znatno poboljšava kvalitet i produžava život mnogih ljudi. Međutim, materijali od kojih se izrađuju implantati (biomaterijali), još uvek nisu dostigli apsolutnu kompatibilnost sa živim tkivom. Naprotiv, svi oni, pored željene funkcije u organizmu, u manjoj ili većoj meri, izazivaju i neke prateće neželjene efekte, koji su posledica njihove nesavršenosti. Drugim rečima, ne postoji idealni biomaterijal, već postoje klase biomaterijala sa svojstvima koja su karakteristična za svaku od njih. Unutar klasa, u izvesnoj meri, svojstva mogu varirati, pri čemu povećanje jednog svojstva uvek prati delimično smanjenje nekog drugog svojstva. Budući da se sa razvojem nauke i tehnologije povećava broj materijala, pa i biomaterijala, to je neophodno ustanoviti načine za pravilan, optimalan ili što bliže optimalnom izboru materijala prilikom dizajniranja uređaja i implantata. U tom pogledu, u oblasti inženjerstva materijala, sve veću značajnost dobija naučna disciplina koja se bavi rešavanjem problema izbora materijala na bazi teorije odlučivanja, odnosno višekriterijumske analize (VKA). Imajući u vidu aktuelnost istraživanja u oblasti biomaterijala, kao i izbora materijala, definisana je tema ove doktorske disertacije – izbor biomaterijala uz pomoć metoda VKA.

U okviru rada na disertaciji, najpre je izvršena analiza stanja u oblasti izbora materijala i biomaterijala. Uočena su neistražena polja i nedovoljno razmatrane oblasti istraživanja, na osnovu čega je napravljen detaljan plan rada za ovu disertaciju. Tom prilikom uočeni su nedostaci postojećih metoda, kao i specifičnosti u radu sa njima kada se radi sa biomaterijalima. Na primer, kod izbora biomaterijala pojavljuju se ciljane vrednosti kriterijuma, za koje ne postoje odgovarajuće metode VKA, već se postojeće moraju proširiti i prilagoditi takvim vrstama kriterijuma (zahteva). Dodatni problem predstavlja i metodologija određivanja relativne značajnosti kriterijuma, na osnovu koje se vrši rangiranje i izbor materijala. Takođe, ne postoji ni dovoljno precizni podaci o svojstvima biomaterijala na osnovu kojih treba izabrati najpogodniji među dostupnim biomaterijalima. Imajući u vidu sve ove činjenice i prethodna iskustva u pogledu ispitivanja ponašanja čvrstih biomaterijala, definisan je sadržaj disertacije. Preciznije,

sužena je oblast razmatranja izbora biomaterijala na metalne biomaterijale, koji se koriste kod lečenja ili zamene čvrstih tkiva (kostiju).

Težeći cilju disertacije, najpre je razvijen metodološki okvir, koji se može koristiti za izbor biomaterijala. U tom smislu, izabrane su dve metode VKA koje su već prilagođene za rad sa biomaterijalima i adaptirana WASPAS metoda, tako da se može koristiti za probleme VKA sa ciljanim kriterijumima. Definisana je metodologija određivanja težinskih koeficijenata kriterijuma, koja je opšteg karaktera i uveden pojam stepena sigurnosti donosioca odluke u značajnost kriterijuma. Vrednosti težinskih koeficijenata računaju se na osnovu metode MDL (upoređenjem značajnosti kriterijuma po parovima) i metode standardne devijacije i stepena sigurnosti donosioca odluke u značajnost kriterijuma. Na taj način se uvek mogu odrediti težinski koeficijenti kriterijuma, sa većom pouzdanošću.

Pregledom literature iz oblasti čvrstokivnih implantata i proteza, uočeni su različiti pristupi izboru biomaterijala, ali je najčešći slučaj izrade implantata od nekoliko standardnih kvaliteta iz grupe legura titana (Ti-6Al-4V i čist titan), Co-Cr legura (F75 i F799) i nerđajućeg čelika AISI 316L. Zadatak disertacije je bio, da se na osnovu postojećih podataka u literaturi o komercijalno dostupnim biomaterijalima, izvrši analiza izbora biomaterijala za tri najčešće korišćena ortopedska implantata:

- pločica za unutrašnju fiksaciju preloma kosti,
- telo endoproteze kuka i
- femoralni deo endoproteze kolena.

Primenom razvijene metodologije izbora materijala pomoću VKA, izvedena je ocena i rangiranje petnaest metalnih biomaterijala (4 iz klase nerđajućih čelika, 5 iz klase Co-Cr legura i 6 iz klase tehnički čistog titana i legura titana) za izradu navedena tri ortopedska implantata. Na osnovu rezultata, može se reći da je najprikladniji materijal za izradu pločica za unutrašnju fiksaciju kosti nerđajući čelik bez nikla, dok je za izradu totalnih proteza kuka i kolena najpogodnija legura titana Ti-6Al-7Nb, poznatiji pod komercijalnim nazivom *Protasul 100*.

Pored analize izbora najpogodnijeg materijala, izvedena je i korelaciona analiza rezultata rangiranja pomoću tri metode. Na osnovu dobijenih vrednosti *Spearman*-ovih koeficijenata korelacije, može se zaključiti da je najbolja podudarnost između rezultata rangiranja biomaterijala za izradu tela endoproteze kuka dobijena između TOPSIS i VIKOR metode ($\varphi_s = 0,94$), dok je najmanja podudarnost dobijena u istom slučaju izbora biomaterijala između WASPAS i VIKOR metode ($\varphi_s = 0,60$).

Ono što posebno treba istaći kao doprinos disertacije, jeste razvijeni sistem za podršku odlučivanju *MCDM Solver*. Prethodne tri studije slučajeva rešene su i uz pomoć razvijenog SzPO, te je na taj način izvedena njegova provera i validacija. Razvijeni *MCDM Solver*, pored rešavanja problema VKA sa prihodnim i rashodnim kriterijumima, uspešno se može koristiti i za rešavanje problema VKA sa ciljanim kriterijumima. Pored toga, *MCDM Solver* ima opšti karakter - njegova primena nije ograničena samo na izbor materijala, već se može koristiti za sve probleme VKA. Arhitektura razvijenog SzPO je fleksibilna i lako nadograđiva, tako da omogućava uključivanje novih modela do kojih se bude došlo u budućnosti. *MCDM Solver* ima "User-friendly" korisnički interfejs, što omogućava jednostavan i efikasan način unosa neophodnih podataka. Njegovo korišćenje pojednostavljuje rešavanje problema VKA, jer od korisnika ne zahteva ekspertsko znanje iz teorije odlučivanja.

Autor disertacije je mišljenja, da rezultati rada na ovoj doktorskoj disertaciji mogu biti od koristi proizvođačima materijala i biomaterijala, istraživačima iz oblasti inženjerstva materijala, inženjerima u proizvodnji, konstruktorima implantata, ortopedima, a možda, u izvesnoj meri, i pacijentima. Pored toga, razvijeni "on-line" SzPO će sigurno biti od koristi svima koji se bave problemom odlučivanja i izbora najbolje alternative iz skupa raspoloživih alternativa (bez obzira na broj), uz izvesne zahteve i ograničenja, sagledanih kroz kriterijume i njihovu relativnu značajnost.

8.2. Pravci daljnih istraživanja

U svetu, pa i kod nas, raste broj naučno-istraživačkih projekata, koji se bave razvojem novih biomaterijala i poboljšanjem performansi implantata i biomedicinskih uređaja. Stoga je realno očekivanje daljnih napredovanja u ovoj oblasti i povećanje broja komercijalno dostupnih biomaterijala. S druge strane, primena savremenih metoda izbora materijala nije dovoljno iskorišćena. Razlozi za to leže, kako u nedovoljnoj familijarnosti inženjera, koji se bave konstruisanjem, sa metodološkim mogućnostima koje su na raspolaganju, tako i u relativno složenim matematičkim procedurama koje ove metode podrazumevaju. Dakle, za korišćenje savremenih metoda izbora materijala, potrebni su sistemi za podršku odlučivanju, koji od korisnika ne zahtevaju ekspertska znanja iz oblasti teorije odlučivanja, a služe kao pomoć pri izboru materijala.

U okviru doktorske disertacije razvijena je metodologija i sistem za podršku odlučivanju, baziran na metodama višekriterijumske analize, a primarno je dizajniran za izbor biomaterijala. Metodologija izbora biomaterijala koja je predstavljena u radu, kao i njena implementacija kroz

razvoj *MCDM Solver*-a, može značajno olakšati i unaprediti proces izbora biomaterijala, te podižući ga na viši nivo, učiniti ga transparentnijim i pouzdanijim. Međutim, daljim istraživanjem u ovoj oblasti, mogli bi se postići još precizniji i pouzdaniji podaci, a samim tim unaprediti i proces izbora biomaterijala.

Predlozi za daljna istraživanja mogu biti:

- *Laboratorijska ispitivanja biomaterijala u cilju preciznih određivanja njihovih svojstava.* Tu su od posebnog značaja *in vivo* ispitivanja biokompatibilnosti, te ispitivanje korozione postojanosti u različitim telesnim tečnostima, sa i bez mehaničkog opterećenja. Daljna istraživanja bi trebala da obuhvate i merenje žilavosti loma biomaterijala i njihovu obradivost.
- *Proširenje postojećih i razvoj novih metoda višekriterijumske analize za rangiranje alternativa.*
- *Proširenje postojećih i razvoj novih metoda za određivanje relativne značajnosti kriterijuma.*
- *Razvoj sistema za podršku odlučivanju zasnovanog na znanju.* Razvijeni sistem bi predstavljao inteligentni sistem za podršku odlučivanju, sastavljen od ekspertnog sistema i sistema za podršku odlučivanju. Za takav sistem, pored već postojećih podsistema baze podataka i baze modela, potrebno je dodati i podsistem baze znanja. Baza znanja trebala bi da sadrži kvalitativne podatke u vidu memorisanog znanja eksperata iz oblasti biomaterijala i mehanizme zaključivanja na osnovu takvih podataka.

LITERATURA

- [1] Callister W. D., *Materials Science and Engineering - An Introduction*, John Wiley & Sons, Inc., 2007.
- [2] Karana E., Hekkert P., Kandachar P., Material considerations in product design: A survey on crucial material aspects used by product designers, *Materials and Design* 29 (2008), 1081-1089.
- [3] Ashby M., Designing architected materials, *Scripta Materialia* 68 (2013), 4-7.
- [4] Brechet Y., Embury J.D., Architected materials: Expanding materials space, *Scripta Materialia* 68 (2013), 1-3.
- [5] Prokić Cvetković R., Popović O., *Mašinski materijali I*, Mašinski fakultet Beograd, 2012.
- [6] Amza, Gh., Rîndașu, O., Dumitru, M. G., Amza, Gh. C., *Tratat de tehnologia materialelor*. Ed. Academiei Române, București, 2002.
- [7] Pfeifer M., The Materials Engineering Perspective - Chapter 1, *Materials Enabled Designs: The Materials Engineering Perspective to Product Design and Manufacturing*. Butterworth-Heinemann, Burlington, MA; 2009, 1-22.
- [8] Pfeifer M., Selecting Materials - Chapter 3, *Materials Enabled Designs: The Materials Engineering Perspective to Product Design and Manufacturing*. Butterworth-Heinemann, Burlington, MA; 2009, 51-58.
- [9] MatWeb – The Online Materials Information Resource. MatWeb is a division of Automation Creations, Inc. (ACI) of Blacksburg, Virginia. <http://www.matweb.com/search/MaterialGroupSearch.aspx>.
- [10] Edwards K.L., Selecting materials for optimum use in engineering components, *Materials and Design* 26 (2005), 469-473.
- [11] Karana E., Hekkert P., Kandachar P., Meanings of materials through sensorial properties and manufacturing processes, *Materials and Design* 30 (2009), 2778-2784.
- [12] Nevins J.L., Whitney D.E., *Concurrent Design of Products and Processes: A Strategy for the Next Generation in Manufacturing*, McGraw-Hill, 1989.
- [13] Farag M.M., *Materials and process selection for engineering design*, Second edition London: CRC Press, Taylor and Francis Group, 2008.
- [14] Edwards K.L., Towards an improved development process for new hip prostheses, *Materials and Design* 29 (2008), 558-561.

- [15] Pfeifer M., Design Requirements - Chapter 2, *Materials Enabled Designs: The Materials Engineering Perspective to Product Design and Manufacturing*, Butterworth-Heinemann, Burlington, MA, 2009, 23-50.
- [16] Ashby M.F., Material selection - Chapter 5, *Materials Selection in Mechanical Design*, Butterworth-Heinemann Burlington, MA, 2011, 97-124.
- [17] Ashby M.F., Brechet Y.J.M., Cebon D., Salvo L., Selection strategies for materials and processes, *Materials and Design* 25 (2004), 51-67.
- [18] Edwards K.L., Deng Y.M., Supporting design decision-making when applying materials in combination, *Materials and Design* 28 (2007), 1288-1297.
- [19] Jahan, A., Edwards, K.L., *Multi-criteria Decision Analysis for Supporting the Selection of Engineering Materials in Product Design*, Elsevier, 2013.
- [20] Ashby M.F., Cebon D., *A compilation of material indices*, Cambridge: Granta Design Ltd, 1995.
- [21] Jahan A., Ismail M.Y., Sapuan S.M., Mustapha F., Material screening and choosing methods - a review, *Materials and Design* 31 (2010), 696-705.
- [22] Farag M.M., *Materials and process selection in engineering*, London: Elsevier Science & Technology, 1979.
- [23] Van Kesteren I., Stappers P.J., de Bruijn S., Materials in products selection: tools for including user-interaction in materials selection, *International Journal of Design* 1 (2007), 41-55.
- [24] Poliščuk J.E., *Ekspertni sistemi*, Elektrotehnički fakultet Podgorica, 2004.
- [25] Trethewey K.R., Wood R.J.K., Puget Y., Roberge P.R., Development of a knowledge-based system for material management, *Materials and Design* 19 (1998), 39-56.
- [26] Sapuan S.M., Jacob M.S.D., Mustapha F., Ismail N., A prototype knowledge-based system for material selection of ceramic matrix composites of automotive engine components, *Materials and Design* 23 (2002), 701-708.
- [27] Farag M.M., Quantitative methods of materials selection, In: *Handbook of materials selection* (Ed.: Kutz M), London: John Wiley & Sons, 2002.
- [28] Goel V., Chen J., Application of expert network for material selection in engineering design, *Computers in industry* 30 (1996), 87-101.
- [29] Kurbalija V.M., Ivanović M.K., Budimac Z.D., CBR - zaključivanje na osnovu slučajeva, *Info M* 2 (2003), 14-19.
- [30] Ashby M.F., *Material selection in mechanical design*, Cambridge, UK: Pergamon Press, 1992.

-
- [31] Ashby M. F., *Materials selection in mechanical design*, Oxford: Butterworth-Heinemann, 2005.
- [32] Holloway L., Materials selection for optimal environmental impact in mechanical design, *Materials and Design* 19 (1998), 133-143.
- [33] Ramalhete P.S., Senos A.M.R., Aguiar C., Digital tools for material selection in product design, *Materials and Design* 31 (2010), 2275-2287.
- [34] Deng Y.M., Edwards K.L., The role of materials identification and selection in engineering design, *Materials and Design* 28 (2007), 131-139.
- [35] Ramalhete P.S., Senos A.M.R., Aguiar C., Digital tools for material selection in product design, *Materials and Design* 31 (2010), 2275-2287.
- [36] Eden C., Harris J., *Management Decision and Decision Analysis*, The Macmillan Press Ltd, London, 1975.
- [37] Čupić M., Tumala V.M.R., *Savremeno odlučivanje, metode i primena*, UBK, Beograd, 1994.
- [38] Schermerhorn J.R., *Management and Organizational Behaviour*, John Willey, 1996.
- [39] Harrison F., *The Managerial Decision Making Process*, Houghton Mifflin Company, Boston, 1999.
- [40] Nikolić I., Borović S., *Višekriterijumska optimizacija – metode, primena u logistici, softver*, Centar vojnih škola vojske Jugoslavije, 1996.
- [41] Zeleny M., *Multiple Criteria Decision Making*, McGraw-Hill: New York, 1982.
- [42] Klein, M., Methlie L., *Knowledge-Based Decision Support Systems*, John Wiley, 1995.
- [43] Čupić M., Suknović M., *Odlučivanje*, FON, Beograd, 2010.
- [44] Rubinstein M.F., Firstenberg I.R., *Patterns of problem solving*, Prentice Hall, 1994.
- [45] Kovačić B., *Višekriterijsko odlučivanje u prometu*, magistarska teza, Fakultet prometnih znanosti, Zagreb, 2004.
- [46] Lee S.M., Moore L.J., *Introduction to Decision Science*, Petrucelli, New York, 1975.
- [47] Monks J.G., *Operations Management – Theory and Problems*, McGraw-Hill Book Co., New York, 1982.
- [48] Ishizaka A., Nemery P., *Multi-Criteria Decision Analysis Methods and Software*, John Wiley & Sons, 2013.
- [49] Madić M., Nedić B., Radovanović M., *Poslovno i inženjersko odlučivanje primenom metoda višekriterijumske analize*, Univerzitet u Kragujevcu, 2015.
- [50] Delbecq A.L., The management of decision – making within the firm: three strategies for three types of decision making, *Academy of Management Journal* 10 (1967), 329-339.

- [51] Mintzberg H., Strategy – making in three modes, *California Management Review* 16 (1973), 44-53.
- [52] Zelenović Vasiljević T., *Primena GIS-a, analitičkog hijerarhijskog procesa i fazi logike pri izboru lokacija regionalnih deponija i transfer stanica*, doktorska disertacija, Fakultet tehničkih nauka, Novi Sad, 2011.
- [53] Vujošević M., *Metode optimizacije u inženjerskom menadžmentu*, AINS, Beograd, 2012.
- [54] Stanimirović P.S., Milovanović G.V., *Simbolička implementacija nelinearne optimizacije*, Elektronski fakultet, Niš, 2002.
- [55] Vlah S., *Modeli višekriterijskog odlučivanja i heuristike za njihovo rješavanje*, magistarska teza, Ekonomski fakultet, Zagreb, 2008.
- [56] Deluka-Tibljaš A., Karleuša B., Dragičević N., Pregled primjene metoda višekriterijske analize pri donošenju odluka o prometnoj infrastrukturi, *Građevinar* 65 (2013), 619-631.
- [57] Zeleny M., *MCDM: Past Decade and Future Trends*, JAI Press Inc., 1984.
- [58] Malczewski J., *GIS and Multicriteria Decision Analysis*, John Wiley & Sons, Inc, 1999.
- [59] Hot I., *Upravljanje izradom generalnih projekata u oblasti infrastrukture primenom višekriterijumske analize*, doktorska disertacija, Fakultet tehničkih nauka, Novi Sad, 2014.
- [60] Dragašević Z., *Modeli višekriterijumske analize za rangiranje banaka*, doktorska disertacija, Ekonomski fakultet, Podgorica, 2011.
- [61] Roljić L., Landika M., Mikić Đ., Optimalizacija, simulacija, metode pretraživanja i teorija igara u ekonomiji i menadžmentu, *Economy and Market Communication Review* 3 (2013), 123-141.
- [62] Stanković J., Stanković J., Evaluacija podataka za metode višekriterijumske analize, *Strategijski Menadžment* 11 (2006), 105-108.
- [63] Janković Milić V., Stanković J., *Bajesijanski Pristup Višekriterijumskoj Analizi u Poslovnom Odlučivanju*, SaTCIP, 2010.
- [64] Jee D.H., Kang K.J., A method for optimal material selection aided with decision making theory, *Materials and Design* 21 (2000), 199-206.
- [65] Rao, R.V., *Decision Making in the Manufacturing Environment, Using Graph Theory and Fuzzy Multiple Attribute Decision Making Methods*, Springer-Verlag, 2007.
- [66] Saaty T., *The Analytic Hierarchy Process*, McGraw-Hill, 1980.
- [67] Miller G.A., The magical number seven plus or minus two: some limits on our capacity for processing information, *Psychological Review* 63 (1956), 81-97.
- [68] McDowell D.L., Panchal J.H., Choi H.J., Seepersad C.C., Allen J.K., Mistree F., Integrated material, product, and process design-a new frontier in engineering systems design -

- Chapter 1, *Integrated design of multiscale, multifunctional materials and products*. Boston, MA: Butterworth-Heinemann, 2010, 1-22.
- [69] Chiner M., Planning of expert systems for materials selection, *Materials and Design* 9 (1988), 195-203.
- [70] Sirisalee P., Ashby M.F., Parks G.T., Clarkson P.J., Multi criteria material selection in engineering design, *Advanced Engineering Materials* 6 (2004), 84-92.
- [71] Jahan A., Edwards K.L., Weighting of dependent and target-based criteria for optimal decision-making in materials selection process: Biomedical applications, *Materials and Design* 49 (2013), 1000-1008.
- [72] Shanian A., Savadogo O., A material selection model based on the concept of multiple attribute decision making, *Materials and Design* 27 (2006), 329-337.
- [73] Shanian A., Savadogo O., A non-compensatory compromised solution for material selection of bipolar plates for polymer electrolyte membrane fuel cell (PEMFC) using ELECTRE IV, *Electrochimica Acta* 51 (2006), 5307-5315.
- [74] Shanian A., Savadogo O., TOPSIS multiple-criteria decision support analysis for material selection of metallic bipolar plates for polymer electrolyte fuel cell, *Journal of Power Sources* 159 (2006), 1095-1104.
- [75] Dehghan-Manshadi B., Mahmudi H., Abedian A., Mahmudi R., A novel method for materials selection in mechanical design: combination of non-linear linearization and a modified digital logic method, *Materials and Design* 28 (2007), 8-15.
- [76] Chan J.W.K., Tong T.K.L., Multi-criteria material selections and end-of-life product strategy: Grey relational approach, *Materials and Design* 28 (2007), 1539-1546.
- [77] Thakker A., Jarvis J., Buggy M., Sahed A., A novel approach to materials selection strategy case study: Wave energy extraction impulse turbine blade, *Materials and Design* 29 (2008), 1973-1980.
- [78] Rao R.V., A decision making methodology for material selection using an improved compromise ranking method, *Materials and Design* 29 (2008), 1949-1954.
- [79] Rao R.V., Davim J.P., A decision-making framework model for material selection using a combined multiple attribute decision-making method, *The International Journal of Advanced Manufacturing Technology* 35 (2008), 751-760.
- [80] Athanasopoulos G., Riba C.R., Athanasopoulou C., A decision support system for coating selection based on fuzzy logic and multi-criteria decision making, *Expert Systems with Applications* 36 (2009), 10848-10853.

- [81] Fayazbakhsh K., Abedian A., Manshadi B.D., Khabbaz R.S., Introducing a novel method for materials selection in mechanical design using Z-transformation in statistics for normalization of material properties, *Materials and Design* 30 (2009), 4396-4404.
- [82] Shanian A., Savadogo O., A methodological concept for material selection of highly sensitive components based on multiple criteria decision analysis, *Expert Systems with Applications* 36 (2009), 1362-1370.
- [83] Collette Y., Siarry P., *Multiobjective Optimization - Principles and Case Studies*, New York: Springer, 2003.
- [84] Chatterjee P., Athawale V.M., Chakraborty S., Selection of materials using compromise ranking and outranking methods, *Materials and Design* 30 (2009), 4043-4053.
- [85] Fayazbakhsh K., Abedian A., Materials selection for applications in space environment considering outgassing phenomenon, *Advances in Space Research* 45 (2010), 741-749.
- [86] Rao R.V., Patel B.K., A subjective and objective integrated multiple attribute decision making method for material selection, *Materials and Design* 31 (2010), 4738-4747.
- [87] Maniya K., Bhatt M.G., A selection of material using a novel type decision making method: Preference selection index method, *Materials and Design* 31 (2010), 1785-1789.
- [88] Athawale V.M., Kumar R., Chakraborty S., Decision making for material selection using the UTA method, *The International Journal of Advanced Manufacturing Technology* 57 (2011), 11-22.
- [89] Rathod M.K., Kanzaria H.V., A methodological concept for phase change material selection based on multiple criteria decision analysis with and without fuzzy environment, *Materials and Design* 32 (2011), 3578-3585.
- [90] Chatterjee P., Athawale V.M., Chakraborty S., Materials selection using complex proportional assessment and evaluation of mixed data methods, *Materials and Design* 32 (2011), 851-860.
- [91] Gupta N., Material selection for thin-film solar cells using multiple attribute decision making approach, *Materials and Design* 32 (2011), 1667-1671.
- [92] Huang H., Zhang L., Liu Z., Sutherland J.W., Multi-criteria decision making and uncertainty analysis for materials selection in environmentally conscious design, *The International Journal of Advanced Manufacturing Technology* 52 (2011), 421-432.
- [93] Bahraminasab M., Jahan A., Material selection for femoral component of total knee replacement using comprehensive VIKOR, *Materials and Design* 32 (2011), 4471-4477.
- [94] Jahan A., Mustapha F., Ismail M.Y., Sapuan S.M., Bahraminasab M., A comprehensive VIKOR method for material selection, *Materials and Design* 32 (2011), 1215-1221.

-
- [95] Jahan A., Bahraminasab M., Edwards K.L., A target-based normalization technique for materials selection, *Materials and Design* 35 (2012), 647-654.
- [96] Findik F., Turan K., Materials selection for lighter wagon design with a weighted property index method, *Materials and Design* 37 (2012), 470-477.
- [97] Karande P., Chakraborty S., Application of multi-objective optimization on the basis of ratio analysis (MOORA) method for materials selection, *Materials and Design* 37 (2012), 317-324.
- [98] Chatterjee P., Chakraborty S., Material selection using preferential ranking methods, *Materials and Design* 35 (2012), 384-393.
- [99] Chauhan A., Vaish R., Magnetic material selection using multiple attribute decision making approach, *Materials and Design* 36 (2012), 1-5.
- [100] Chauhan A., Vaish R., A comparative study on material selection for micro-electromechanical systems, *Materials and Design* 41 (2012), 177-181.
- [101] Fayazbakhsh K., Abedian A., Materials selection for electronic enclosures in space environment considering electromagnetic interference effect, *Advances in Space Research* 49 (2012), 586-593.
- [102] Maity S.R., Chatterjee P., Chakraborty S., Cutting tool material selection using grey complex proportional assessment method, *Materials and Design* 36 (2012), 372-378.
- [103] Girubha R.J., Vinodh S., Application of fuzzy VIKOR and environmental impact analysis for material selection of an automotive component, *Materials and Design* 37 (2012), 478-486.
- [104] Liu H.C., Liu L., Wu J., Material selection using an interval 2-tuple linguistic VIKOR method considering subjective and objective weights, *Materials and Design* 52 (2013), 158-167.
- [105] Cavallini C., Giorgetti G., Citti P., Nicolaie F., Integral aided method for material selection based on quality function deployment and comprehensive VIKOR algorithm, *Materials and Design* 47 (2013), 27-34.
- [106] Chauhan A., Vaish R., Hard coating material selection using multi-criteria decision making, *Materials and Design* 44 (2013), 240-245.
- [107] Jahan A., Edwards K.L., VIKOR method for material selection problems with interval numbers and target-based criteria, *Materials and Design* 47 (2013), 759-765.
- [108] Karande P., Gauri S.K., Chakraborty S., Applications of utility concept and desirability function for materials selection, *Materials and Design* 45 (2013), 349-358.

- [109] Khorshidi R., Hassani A., Comparative analysis between TOPSIS and PSI methods of materials selection to achieve a desirable combination of strength and workability in Al/SiC composite, *Materials and Design* 52 (2013), 999-1010.
- [110] Mansor M.R., Sapuan S.M., Zainudin E.S. Nuraini A.A., Hambali A., Hybrid natural and glass fibers reinforced polymer composites material selection using Analytical Hierarchy Process for automotive brake lever design, *Materials and Design* 51 (2013), 484-492.
- [111] Milani A.S., Shanian A., Lynam C., Scarinci T., An application of the analytic network process in multiple criteria material selection, *Materials and Design* 44 (2013), 622-632.
- [112] Peng A.H., Xiao X.M., Material selection using PROMETHEE combined with analytic network process under hybrid environment, *Materials and Design* 47 (2013), 643-652.
- [113] Prasad K., Chakraborty S., A quality function deployment-based model for materials selection, *Materials and Design* 49 (2013), 525-535.
- [114] Anojkumar L., Ilangkumaran M., Sasirekha V., Comparative analysis of MCDM methods for pipe material selection in sugar industry, *Expert Systems with Applications* 41 (2014), 2964-2980.
- [115] Kasaei A., Abedian A., Milani A.S., An application of Quality Function Deployment method in engineering materials selection, *Materials and Design* 55 (2014), 912-920.
- [116] Liu H.C., You J.X., Zhen L., Fan X.J., A novel hybrid multiple criteria decision making model for material selection with target-based criteria, *Materials and Design* 60 (2014), 380-390.
- [117] Yang S., Ju Y., A novel multiple attribute material selection approach with uncertain membership linguistic information, *Materials and Design* 63 (2014), 664-671.
- [118] Singh T., Patnaik A., Gangil B., Chauhan R., Optimization of tribo-performance of brake friction materials: Effect of nano filler, *Wear* 324-325 (2015), 10-16.
- [119] Maity S.R., Chakraborty S., Tool steel material selection using PROMETHEE II method, *The International Journal of Advanced Manufacturing Technology* 78 (2015), 1537-1547.
- [120] Hajkowicz S.A., Prato T., *Multiple objective decision analysis of farming systems in Goodwater Creek Watershed*, Missouri. Research Report No. 24, Centre for Agriculture, Resources and Environmental Systems, Columbia, Missouri, 1998.
- [121] Keeney R.L., *Value-Focused Thinking: A Path to Creative Decision Analysis*, Harvard University Press, Cambridge, 1992.
- [122] Zavadskas E.K., Turskis Y., Antucheviciene J., Zakarevicius A., Optimization of weighted aggregated sum product assesment, *Electronics and Electrical Engineering* 122 (2012), 3-6.

- [123] Madić M., Petković D., Application of MCDM methods for materials selection, Proceedings *Seventh international scientific conference "Contemporary Materials"*, Banja Luka, 2014, 251-258.
- [124] Polatidis H., Haralambopoulos D.A., Munda G., Vreeker R., Selecting an appropriate multi-criteria decision analysis technique for renewable energy planning, *Energy Sources, Part B: Economics, Planning, and Policy* 1 (2006), 181-193.
- [125] Abrishamchi A., Ebrahimian A., Tajrishi M., Marino M.A., Case study: application of multicriteria decision making to urban water supply, *Journal of Water Resources Planning and Management* 131 (2005), 326-335.
- [126] Hwang C.L., Yoon K., *Multiple Attribute Decision Making: Methods and Applications*, Springer-Verlag, 1981.
- [127] Kangas J., Kangas A., Multiple criteria decision support in forest management – the approach, methods applied and experiences gained, *Forest Ecology and Management* 207 (2005), 133-143.
- [128] Opricovic S., Tzeng G.H., Compromise solution by MCDM methods: a comparative analysis of VIKOR and TOPSIS, *European Journal of Operational Research* 156 (2004), 445-455.
- [129] Jahan A. Ismail M.Y., Sapuan S.M., Mustapha F., Material screening and choosing methods – A review, *Materials and Design* 31 (2010), 696-705.
- [130] Chang C.L., A modified VIKOR method for multiple criteria analysis, *Environmental Monitoring and Assessment* 168 (2010), 339-344.
- [131] Tzeng G.H., Lin C.W., Opricović S., Multi-criteria analysis of alternative-fuel buses for public transportation, *Energy Policy* 33 (2005), 1373-1383.
- [132] Zavadskas E.K., Antucheviciene J., Sapauskas J., Turskis Z., MCDM methods WASPAS and MULTIMOORA: verification of robustness of methods when assessing alternative solutions, *Economic Computation and Economic Cybernetics Studies and Research* 47 (2013), 5-20.
- [133] Zolfani S.H., Aghdaie M.H., Derakhti A., Zavadskas E.K., Varzandeh M.H.M., Decision making on business issues with foresight perspective; an application of new hybrid MCDM model in shopping mall locating, *Expert Systems with Applications* 40 (2013), 7111-7121.
- [134] Šaparauskas J., Zavadskas E.K., Turskis Z., Selection of facade's alternatives of commercial and public buildings based on multiple criteria, *International Journal of Strategic Property Management* 15 (2011), 189-203.

- [135] Petković D., Madić M., Radenković G., Selection of the Most Suitable Non-Conventional Machining Processes for Ceramics Machining by Using MCDMs, *Science of Sintering* 47 (2015), 229-235.
- [136] Chakraborty S., Zavadskas E.Z., Applications of WASPAS Method in Manufacturing Decision Making, *Informatica* 25 (2014), 1-20.
- [137] Petković D., Madić M., Radenković G., Ranking of Biomedical Materials by Using Comprehensive WASPAS Method, Proceedings *Mechanical Engineering in XXI century*, Niš, 2015, 339-344.
- [138] Triantaphyllou E., Mann S.H., An examination of the effectiveness of multi-dimensional decisionmaking methods: a decision-making paradox, *Decision Support Systems* 5 (1989), 303-312.
- [139] Milić M., Župac G., Objektivni pristup određivanju težina kriterijuma, *Vojnotehnički glasnik* 60 (2012), 39-56.
- [140] Diakoulaki D., Mavrotas G., Papayannakis L., Determining objective weights in multiple criteria problems: the critic method, *Computers & Operations Research* 22 (1995), 763-770.
- [141] Jahan A., Mustapha F., Sapuan S.M., Ismail Md Y., Bahraminasab M., A framework for weighting of criteria in ranking stage of material selection process, *The International Journal of Advanced Manufacturing Technology* 58 (2012), 411-420.
- [142] Farag M.M., *Materials Selection for Engineering Design*, Prentice-Hall, 1997.
- [143] Wang Y.M., Yang J.B., Xu D.L., A preference aggregation method through the estimation of utility intervals, *Computers and Operations Research* 32 (2005), 2027-2049.
- [144] Rao R.V., *Decision Making in the Manufacturing Environment, Using Graph Theory and Fuzzy Multiple Attribute Decision Making Methods*, Springer-Verlag, 2013.
- [145] Stanišić V., *Osnovne statističke metode za medicinare*, Medicinski fakultet Univerziteta u Nišu, 2001.
- [146] Bose S., Bandyopadhyay A., Introduction to Biomaterials - Chapter 1, *Characterization of Biomaterials*, Elsevier, 2013.
- [147] Raković D., Uskoković D., Uvod – poglavlje 1, *Biomaterijali* (Eds.: Raković D., Uskoković D.), Institut tehničkih nauka Srpske akademije nauka i umetnosti, 2010.
- [148] Ratner B.D., Hoffman A.S., Schoen F.J., Lemons J.E. (Eds.), *Biomaterials Science*, Elsevier, Amsterdam, 2004.
- [149] Gavrilov L.A., Heuveline P., Aging of population, In: Demeny, P., McNicoll, G. (Eds.), *The Encyclopedia of Population*, Macmillan Reference, New York, 2003, 32-37.

- [150] Romero E., *Powering Biomedical Devices*, Elsevier, 2013.
- [151] Boretos J.W., Eden M., *Contemporary biomaterials, material and host response, clinical applications, new technology and legal aspects*, Noyes Publications, Park Ridge, 1984.
- [152] Chen Q., Thouas G.A., Metallic implant biomaterials, *Materials Science and Engineering R* 87 (2015), 1-57.
- [153] Barenberg S.A., Mueller E.P., Biomedical Materials, *MRS Bulletin* 16 (1991), 22-25.
- [154] Mitu L. G., *Methods and techniques for bio-system's materials behaviour analysis*, doctoral disertation, Universitatea Transilvania Din Brasov, Departament Product Design, Mecahatronics and Environment, Braşov, Romania, 2013.
- [155] Gepreel M.A. Niinomi M., Biocompatibility of Ti-alloys for long-term implantation, *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials* 20 (2013), 407-415.
- [156] Đorđević D., Interakcije ćelija i tkiva sa biomaterijalima - poglavlje 3, *Biomaterijali* (Eds.: Raković D., Uskoković D.), Institut tehničkih nauka Srpske akademije nauka i umetnosti, 2010.
- [157] Đorđević D., Raković D., Degradacija biomaterijala u biloškom okruženju - poglavlje 9, *Biomaterijali* (Eds.: Raković D., Uskoković D.), Institut tehničkih nauka Srpske akademije nauka i umetnosti, 2010.
- [158] Ristić B., Popović Z., Adamović D., Devedžić G., Izbor biomaterijala u ortopedskoj hirurgiji, *Vojnosanitiski Pregled* 67 (2010), 847-855.
- [159] Chaouki H., Chtaini A., El Bouadili A., Resistance a la corrosion des alliages utilises comme implants en milieu biologique, *Scientific Study & Research VI* (2006), 35-42.
- [160] Williams D. F. (Ed.), *Definitions in Biomaterials*, Elsevier, Amsterdam, 1987.
- [161] An Y.H., Friedman R.J. (Eds.), *Handbook of bacterial adhesion: principles, methods, and applications*, Humana Press Inc., New Jersey, 2000.
- [162] Klee D., Höcker H., Polymers for Biomedical Applications: Improvement of the Interface Compatibility, *Advances in Polymer Science* 149 (Ed.: Suter U.W.), Springer-Verlag Berlin Heidelberg, 2000.
- [163] Đorđević D., Biološka karakterizacija biomaterijala - poglavlje 8, *Biomaterijali* (Eds.: Raković D., Uskoković D.), Institut tehničkih nauka Srpske akademije nauka i umetnosti, 2010.
- [164] Manivasagam G., Dhinasekaran D., Rajamanickam A., Biomedical Implants: Corrosion and its Prevention - A Review, *Recent Patents on Corrosion Science* 2 (2010), 40-54.
- [165] Antunes R.A., de Oliveira M.C.L., Corrosion fatigue of biomedical metallic alloys: Mechanisms and mitigation, *Acta Biomaterialia* 8 (2012), 937-962.

- [166] Fontana M.G. Greene N.D., *Corrosion Engineering*, Materials Science and Engineering Series, McGraw-Hill, 1978.
- [167] Sumita M., Hanawa T., Ohnishi I., Yoneyama T., Failure processes in biometallic materials, In: *Bioengineering* (Eds.: Milne I., Ritchie R.O., Karihaloo B.), Elsevier Science Ltd., London, 2003, pp. 131–167.
- [168] Mohanty M., Baby S., Menon K.V., Spinal fixation device: a 6-year postimplantation study, *Journal of Biomaterials Applications* 18 (2003), 109-121.
- [169] Virtanen S., Milošev I., Gomez-Barrena E., Trebše R., Salo J., Konttinen Y.T., Special modes of corrosion under physiological and simulated physiological conditions, *Acta Biomaterialia* 4 (2008), 468-476.
- [170] Krischak G.D., Gebhard F., Mohr W., Krivan V., Ignatius A., Beck A., Wachter N.J., Reuter P., Arand M., Kinzl L., Claes L.E., Difference in Metallic Wear Distribution Released From Commercially Pure Titanium Compared With Stainless Steel Plates, *Archives of Orthopaedic and Trauma Surgery* 124 (2004), 104-113.
- [171] Hanawa T., Metal ion release from metal implants, *Materials Science and Engineering: C* 24 (2004), 745-752.
- [172] Petković D., Madić M., Radenković G., The effects of passivation parameters on pitting potential of biomedical stainless steel, *Chemical Industry and Chemical Engineering Quarterly*, 2016, DOI:10.2298/CICEQ151127020P.
- [173] Petković D., Radenković G., Effect of stainless steel passivation on resistance to pitting corrosion in Hank's solution, Proceedings *Mechanical Engineering in XXI century*, Niš 2013, 87-90.
- [174] Silver F.H., Christiansen D.L., *Biomaterials Science and Biocompatibility*, Springer-Verlag, 1999.
- [175] Pilliar R.M., Metallic Biomaterials - Chapter 2, *Biomedical materials* (Ed: Roger Narayan), Springer, 2009.
- [176] Long M., Rack H.J., Titanium alloys in total joint replacement: a materials science perspective, *Biomaterials* 19 (1998), 1621-1639.
- [177] Petrie R.S., Hanssen A.D., Osmon D.R., Ilstrup D., Metal-backed patellar component failure in total knee arthroplasty: a possible risk for late infection, *The American Journal of Orthopedics* 27 (1998), 172–176.
- [178] Schweizer A., Riede U., Maurer T.B., Ochsner P.E., Ten-year follow-up of primary straight-stem prosthesis (MEM) made of titanium or cobalt chromium alloy, *Archives of Orthopaedic and Trauma Surgery* 123 (2003), 353-356.

- [179] Ignjatović N., Raković D., Pavlović M., Čvrstotkivni implantati – poglavlje 24, *Biomaterijali* (Eds.: Raković D., Uskoković D.), Institut tehničkih nauka Srpske akademije nauka i umetnosti, 2010.
- [180] Nasab M.B., Hassan M.R., Sahari B.B., Metallic biomaterials of knee and hip - A review, *Trends in Biomaterials and Artificial Organs* 24 (2010), 69-82.
- [181] Parsapour A., Khorasani S.N., Fathi M.H., Effect of Surface Treatment and Metallic Coating on Corrosion Behavior and Biocompatibility of Surgical 316L Stainless Steel Implant, *Journal of Materials Science & Technology* 28 (2012), 125-131.
- [182] Niinomi M., Low Modulus Titanium Alloys for Inhibiting Bone Atrophy - Chapter 12, *Biomaterials science and engineering* (Ed.: Pignatello R.), InTech, Rijeka, Croatia, 2011.
- [183] Raković D., Pavlović M., Metalni biomaterijali – poglavlje 17, *Biomaterijali* (Eds.: Raković D., Uskoković D.), Institut tehničkih nauka Srpske akademije nauka i umetnosti, 2010.
- [184] Teoh S.H., *Engineering materials for biomedical applications*, Singapore: World Scientific Publishing Co. Pte. Ltd, 2004.
- [185] Davis J.R., Metallic Materials - Chapter 3, *Handbook of Materials for Medical Devices*, ASM International, Materials park, Ohio, USA, 2003.
- [186] Teoh S.H., Fatigue of biomaterials: a review, *International Journal of Fatigue* 22 (2000), 825-837.
- [187] Cieślík M., Reczyński W., Janus A.M., Engvall K., Socha R.P., Kotarba A., Metal release and formation of surface precipitate at SS grade 316 and Hanks solution interface - Inflammatory response and surface finishing effects, *Corrosion Science* 51 (2009), 1157-1162.
- [188] Oh K.T., Kim K.N., Ion release and cytotoxicity of stainless steel wires, *European Journal of Orthodontics* 27 (2005), 533-540.
- [189] Rokkum M., Bye K., Hetland K.R., Reigstad A., Stem fracture with the Exeter prosthesis - 3 of 27 hips followed for 10 years, *Acta orthopaedica Scandinavica* 66 (1995), 435-439.
- [190] Collings E.W., The physical metallurgy of titanium alloys, *ASM Series in Metal Processing* (Ed.: Gegel H.L.), Cleveland, Metals Park, OH: American Society for Metals, 1984.
- [191] Polmear J.J., Titanium alloys - Chapter 6, *Light alloys*, UK: Edward Arnold Publ, London, 1981.
- [192] Lütjering G., Williams J.C., *Titanium*, Springer, New York, 2003.
- [193] Cvikker Y., *Titan i ego splavi*, Metallurgija, Moskva, 1979.

- [194] Cvijović-Alagić I., Rakin M., Integritet medicinskih implanata od legura titana (prvi deo), *Integritet i vek konstrukcija* 8 (2008), 31-40.
- [195] Long M., Crooks R., Rack H. J., High-Cycle Fatigue Performance of Solution-Treated Metastable- β Titanium Alloys, *Acta Materialia* 47 (1999), 661-669.
- [196] Geetha M. Singh A.K., Asokamani R., Gogia A.K., Ti based biomaterials, the ultimate choice for orthopaedic implants – a review, *Progress in Materials Science* 54 (2009), 397-425.
- [197] Ratner B.D., Hoffman S.A., Schoen J.F., Lemons E.J., *Biomaterials science: an introduction to materials in medicine*, London: Elsevier Academic Press; 1996.
- [198] Nag S., Banerjee R., Fraser H.L., Microstructural evolution and strengthening mechanisms in Ti-Nb-Zr-Ta, Ti-Mo-Zr-Fe and Ti-15Mo biocompatible alloys, *Materials Science and Engineering: C* 25 (2005), 357-362.
- [199] Acero J., Calderón J., Salmeron J., Verdaguer J., Consejo C., The behaviour of titanium as a biomaterial: microscopy study of plates and surrounding tissues in facial osteosynthesis, *Journal of Cranio-maxillofacial Surgery* 27 (April 1999), 117-123.
- [200] Kennedy D.G., Young P.B., Kennedy S., Scott J.M., Molloy A.M., Weir D.G., Price J., Cobalt-vitamin B12 deficiency and the activity of methylmalonyl CoA mutase and methionine synthase in cattle, *International Journal for Vitamin and Nutrition Research* 65 (1995), 241-247.
- [201] Barceloux D.G., Cobalt, *Clinical Toxicology* 37 (1999), 201-216.
- [202] Basketter D.A., Angelini G., Ingber A., Kern P.S., Menné T., Nickel, chromium and cobalt in consumer products: revisiting safe levels in the new millennium, *Contact Dermatitis* 49 (2003), 1-7.
- [203] Mao X. Wong A.A., Crawford R.W., Cobalt toxicity - an emerging clinical problem in patients with metal-on-metal hip prostheses, *Medical Journal of Australia* 194 (2011), 649-651.
- [204] Peuster M., Fink C., von Schnakenburg C., Hausdorf G., Dissolution of tungsten coils does not produce systemic toxicity, but leads to elevated levels of tungsten in the serum and recanalization of the previously occluded vessel, *Cardiology in the Young* 12 (2002), 229-235.
- [205] Evans E.J., Thomas I.T., The *in vitro* toxicity of cobalt-chrome-molybdenum alloy and its constituent metals, *Biomaterials* 7 (1986), 25-29.
- [206] Bronzino M., (Ed.), *Handbook of Biomedical Engineering*, CRC Press, 1995.

- [207] Park J.B., Bronzino J.D., *Biomaterials: principles and applications*. Boca Rator, FL: CRC Press, 2003.
- [208] Rajić A., *Primena aditivnih proizvodnih tehnologija u postupku preciznog livenja ortopedskih implantata*, doktorska disertacija, Univerzitet u Novom Sadu, Tehnički fakultet „Mihajlo Pupin“ Zrenjanin, 2015.
- [209] Wolff J. (Ed.), *The Law of Bone Remodeling*, Springer, Berlin, 1986.
- [210] Mitković M., Rezultati primene originalnih minimalno invazivnih hirurških metoda lečenja preloma, *Acta Facultatis Medicae Naissensis* 19 (2002), 167-178.
- [211] Jupiter J.B., Nunez F., Fricker R.M. (Eds.), *Manual of Fracture Management – Hand*, Thieme, 2015.
- [212] Petković D., Radenković G., Mitković M., Fractographic investigation of failure in stainless steel orthopedic plates, *Facta Universitatis: Series Mechanical engineering* 10 (2012), 7-14.
- [213] Anderson T.L., *Fracture Mechanics-Fundamentals and applications*, CRC Press, USA, 1994.
- [214] Lazić Vulićević Lj., *Otpornost prema zamornom lomu zavarenih cevi od čelika povišene čvrstoće*, doktorska disertacija, Tehnološko-metalurški fakultet, Beograd, 2015.
- [215] <http://cartech.ides.com/datasheet.aspx?i=101&E=7>
- [216] <http://cartech.ides.com/datasheet.aspx?i=103&e=253>
- [217] <http://cartech.ides.com/datasheet.aspx?i=101&E=6>
- [218] <http://cartech.ides.com/datasheet.aspx?i=101&E=312>
- [219] <http://cartech.ides.com/datasheet.aspx?i=101&E=8>
- [220] <http://cartech.ides.com/datasheet.aspx?i=101&E=9>
- [221] <http://cartech.ides.com/datasheet.aspx?i=101&E=334>
- [222] <http://cartech.ides.com/datasheet.aspx?i=102&e=3&c=techart>
- [223] <http://cartech.ides.com/datasheet.aspx?i=101&E=44>
- [224] <http://cartech.ides.com/datasheet.aspx?i=101&E=267>
- [225] <http://cartech.ides.com/datasheet.aspx?i=101&E=268>
- [226] <http://www.matweb.com/search/datasheet.aspx?MatGUID=1afbf39c15974d5c9daf32472431fa6c&ckck=1>
- [227] <http://www.matweb.com/search/datasheet.aspx?MatGUID=71fff43e6722453c8c9783d017d66977>

- [228] http://www.synthes.com/sites/NA/NAContent/Docs/Product%20Support%20Materials/Materials%20Booklets/Implant%20Materials%20-%20Titanium--6_%20Aluminum--7_%20Niobium.pdf
- [229] <http://www.matweb.com/search/datasheet.aspx?MatGUID=4cf45ce30c424579aacb7bb9fd5eac09>
- [230] <http://www.matweb.com/search/datasheet.aspx?matguid=c06128e4e3364756a660562e2fda36d0>
- [231] <http://staging.haynesintl.com/docs/default-source/pdfs/new-alloy-brochures/ti-3al-2-5v-brochure.pdf?sfvrsn=4>
- [232] Disegi J., *Implant Materials. Wrought Titanium–15% Molybdenum*, Second edition, © Synthes, USA, 2009.
- [233] <http://www.matweb.com/search/datasheet.aspx?MatGUID=bd26f3c8479942598059eed621d2a643>
- [234] Bergmann G., Graichen F., Rohlmann A., Bender A., Heinlein B., Duda G.N., Heller M.O., Morlock M.M., Realistic loads for testing hip implants, *Bio-Medical Materials and Engineering* 20 (2010), 65-75.
- [235] Mitković M. i ostali, Novi koncept totalne endoproteze kuka i rezultati biomehaničkog ispitivanja i kliničke primene, *Acta Facultatis Medicae Naissensis* 19 (2002), 222-229.
- [236] Sovilj B., Igartua A., Klugmann E., Vukelić Đ., Tribološki procesi veštačkog zgloba kuka, *Proceedings 8th International Tribology Conference*, Belgrade, 2003, 98-102.
- [237] <http://zimmer.com.au>
- [238] Boyle C., Kim Y., Comparison of different hip prosthesis shapes considering micro-level bone remodeling and stress-shielding criteria using three-dimensional design space topology optimization, *Journal of Biomechanics* 44 (2011), 1722-1728.
- [239] Tabaković S., Milojević Z., Zeljković M., Živković A., Grujić J., *Programsko rešenje za projektovanje tela endoproteze zgloba kuka - tehničko rešenje*, Univerzitet u Novom Sadu, Fakultet tehničkih nauka, Novi sad, 2012.
- [240] Morlock M.M., Bishop N., Huber G., Biomechanics of Hip Arthroplasty - Chapter 2, *Tribology in Total Hip Arthroplasty* (Ed.: Knahr K.), Springer-Verlag Berlin Heidelberg, 2014.
- [241] www.saintlukeshealthsystem.org
- [242] Charlton P., *The Application of Zeeko Polishing Technology to Freeform Femoral Knee Replacement Component Manufacture*, doctoral disertation, University of Huddersfield, 2011.

- [243] Sharkey P.F., Hozack W.J., Tothman R.H., Shastri S., Jacoby S.M., Insall Award paper. Why are total knee arthroplasties failing today?, *Clinical Orthopaedics and Related Research* 404 (2002), 7-13.
- [244] Topolovec V., Bajgorić N., Inteligentni informacijski sistemi za podršku odlučivanju, *Zbornik radova FOI 13*, Fakultet organizacije i informatike, Varaždin, 1989, 219-225.
- [245] Čupić M., Tummala R., Suknović M., *Odlučivanje - formalni pristup*, Fakultet organizacionih nauka, Beograd, 2001.
- [246] Veljović A., Radojičić M., Vesić J., *Menadžment informacioni sistemi*, Tehnički fakultet u Čačku, 2008.
- [247] Turban E., *Decision support and expert systems: management support systems*, 4th edition, Englewood Cliffs, NJ: Prentice Hall, 1995.
- [248] Keen P.G.W., Value analysis: Justifying decision support systems, *MIS Quarterly* 5 (1981), 1-16.

PRILOZI

Prilog 1. O odlukama i odlučivanju

Biti samokritičan i slušati one kojima veruješ isto je važno kao biti svoj i slediti sopstvenu zvezdu. U stvari, naći pravu meru između tih suprotnosti najvažnije je od svega.

Čovek prema kome osećam veliku bliskost poverio mi se: „Znaš, moj život se sastoji iz niza pogrešno donesenih odluka.” Onda je počeo da ih nabraja predstavljajući sopstveni životni put kao bilijarski sto na kome svaka od njegovih kugli nepogrešivo promašuje svoju rupu. Nešto od tih promašaja moglo se pripisati okolnostima koje mu nisu išle na ruku, lošoj sreći ili nerazumevanju okoline, ali sve u svemu te odluke je uglavnom donosio sam. I sada se, na kraju života, zbog njih kaje. Utešnu stvar predstavlja činjenica da je moj bliski prijatelj jako duhovit i još uvek sposoban da se sa poražavajućim retrospektivnim pogledom na svoju sudbinu – šali.

To me je podsetilo na najtežu od svih dužnosti koju moje kolege filmski reditelji i ja imamo u okviru naše profesije: na neprestano donošenje odluka. Brže ili sporije, šire ili uže, glasnije ili tiše, ovaj ili onaj, da li je važno ili nebitno, na šta se odnosi i zašto, dovoljno jasno ili nije, gde je početak, a gde kraj, ovako ili onako... Naš posao se sastoji od hiljadu pitanja na koje valja momentalno odgovoriti, bez dvoumljenja i sumnje u sopstveni sud.

Poneko, jednostavno, to ne može da podnese. Nije mali broj reditelja koji su odustali od svoje profesije baš zato – više nisu mogli da donose odluke. Drugi ovaj problem rešavaju tako što se oslanjaju na intuiciju i isključuju svaku vrstu razmišljanja. Poneko, opet, promišlja, donosi odluku, a onda je menja, u strahu da je pogrešio. Pravi majstori, međutim, svoje odluke donose na misteriozan, nama nedokučiv način i za ta rešenja se na kraju ispostavlja kako su bila ispravna.

Životne odluke su mnogo značajnije i svakako teže od umetničkih. Kada bi ljudski život mogao da se vraća unazad i zaustavlja se na svim raskrscima na kojima je čovek birao ovaj ili onaj put, možda bi on shvatio gde je pogrešio ili, suprotno, kako je odabrao pravu stvar. Ali, nažalost, to je nemoguće pa mu jedino ostaje da se za ključne odluke nekako pripremi. Kako? Ne znam, naravno. Ali možda rediteljsko iskustvo može tu malo pomoći.

Glavni rediteljski kriterijum u odlučivanju između dva rešenja jeste pogled na celinu dela. Kako problem stoji u vezi sa celokupnim korpusom stvari koje se nalaze unutar jednog filma? Samo ako može zamisliti kompletnu priču i njeno značenje, reditelj može odgovoriti na

jednostavno pitanje da li junaku odgovara ovaj ili onaj šešir. Ako ne zna tačno ka čemu teži, on ne može doneti bilo kakvu odluku, pa ni onu: da li crni polucilindar ili veseli „žirado” šešir.

Šta u našim životima predstavlja „kompletnu priču”? Rekao bih, ono što podrazumevamo pod pogledom na svet. Artur Miler je jednom, otprilike, rekao ovo: „Intelektualac nije onaj koji je pročitao gomilu knjiga, već osoba koja svet vidi sopstvenim očima.” Ako verujemo sebi, onome što osećamo, i držimo se toga onda nećemo omašiti u donošenju odluka. Uprkos okolnostima, i pored pritisaka. Biti dosledan težak je, ali u suštini jedini pravi izbor.

Drugo pravilo kojeg se reditelj mora držati je da za saradnike bira najbolje. Ne prijatelje, ne one koji su mu simpatični ili mu se ulagaju, već provereno stručne ljude, najbolje za posao koji je pred njima. Ma kakvi oni privatno bili: možda krajnje antipatični, ponekad i osobe sa kojima je u nekoj vrsti neprijateljstva. Ali, posao je posao i tu se ne meša lično i profesionalno. Posle snimanja se druži s kim hoćeš, dok se radi održavaj samo poslovne odnose. To isključuje niz zamki u koje reditelj može upasti ako se ponaša privatno. On se prema problemu postavio profesionalno, znači bez iluzija.

Treće pravilo u vezi sa poslom reditelja je da poseduje sposobnost da se izmakne i pogleda ono što čini sa strane, iz vizure gledaoca. Iako se bavi nečim što je „njegova priča”, sa ljudima koji su „provereno stručni”, ipak je važno sve podvrgnuti proveru. Biti samokritičan i slušati one kojima veruješ isto je važno kao biti svoj i slediti sopstvenu zvezdu. U stvari, naći pravu meru između tih suprotnosti je najvažnije od svega.

Sve ovo što sam nabrojao neće mnogo pomoći mome razočaranom prijatelju, a ni meni koji sam približnih godina. Ali, možda može biti od pomoći nekome ko je pred važnim životnim odlukama. Ili onome ko će jednoga dana praviti rezime i moći da kaže kako, iako nije bio baš najsrećnije ruke u izboru svoga puta, bar nije pravio greške na koje su ga naveli drugi ili koje su bile u suprotnosti sa njim samim. Da je izliveo svoju sudbinu ne čineći moralne prekršaje. I to je nešto, zar ne?

Goran Marković, reditelj

Objavljeno 14.03.2015. u listu POLITIKA pod naslovom „Pogrešne odluke“.

Prilog 2. Rangiranja materijala pločice za unutrašnju fiksaciju kosti pomoću MCDM Solver-a

Virtuode Home **MCDM Solver** Contact Hello dulep@masfak.ni.ac.rs Log off

MCDM Solver

Step 1: Import data from Excel file

Browse... Import Data

	Napon tecenja (MPa)	Zatezna cvrstoca (MPa)	Izduženje (%)	Modul elasticnosti (GPa)	Gustina (g/cm3)	Žilavost loma	Koroziona postojanost	Biokompatibilnost	Obradivost	Cena
M1	250	585	57	193	7.95	0.865	0.41	0.41	0.865	3.8
M2	450	825	45	193	7.86	0.865	0.5	0.59	0.865	5
M3	580	930	52	200	7.64	0.865	0.5	0.745	0.865	1.6
M4	450	840	39	195	7.75	0.745	0.5	0.59	0.865	4.2
M5	585	1035	25	241	8.28	0.59	0.745	0.745	0.335	35
M6	880	1350	22	241	8.28	0.59	0.745	0.745	0.41	37
M7	1115	1420	28	241	8.29	0.59	0.745	0.745	0.335	140
M8	1340	1400	21	235	8.43	0.59	0.665	0.59	0.255	60
M9	415	1035	60	243	9.22	0.59	0.665	0.665	0.335	58
M10	550	670	22	103	4.51	0.335	0.955	0.955	0.5	21
M11	710	880	12	105	4.43	0.335	0.865	0.865	0.41	29
M12	850	950	12	105	4.52	0.335	0.955	0.955	0.41	25
M13	820	900	6	112	4.45	0.335	0.865	0.955	0.41	26
M14	570	890	15	103	4.48	0.335	0.865	0.865	0.5	26.5
M15	920	960	25	78	5.06	0.335	0.865	0.865	0.41	31
Targets	1340	1420	60	18	2.1	0.865	0.955	0.955	0.865	1.6

Za $\eta=1$

Virtuode Home **MCDM Solver** Contact

Step 2: Set parameters and calculate

$\eta = 1$
 $\eta \in [0.0 - 1.0]$

Napon tecenja (MPa)	=	Zatezna cvrstoca (MPa)	Izduženje (%)	<	Obradivost
Napon tecenja (MPa)	=	Izduženje (%)	Izduženje (%)	<	Cena
Napon tecenja (MPa)	=	Modul elasticnosti (GPa)	Modul elasticnosti (GPa)	=	Gustina (g/cm3)
Napon tecenja (MPa)	=	Gustina (g/cm3)	Modul elasticnosti (GPa)	=	Žilavost loma
Napon tecenja (MPa)	=	Žilavost loma	Modul elasticnosti (GPa)	<	Koroziona postojanost
Napon tecenja (MPa)	<	Koroziona postojanost	Modul elasticnosti (GPa)	=	Biokompatibilnost
Napon tecenja (MPa)	>	Biokompatibilnost	Modul elasticnosti (GPa)	=	Obradivost
Napon tecenja (MPa)	<	Obradivost	Modul elasticnosti (GPa)	<	Cena
Napon tecenja (MPa)	<	Cena	Gustina (g/cm3)	<	Žilavost loma
Zatezna cvrstoca (MPa)	>	Izduženje (%)	Gustina (g/cm3)	<	Koroziona postojanost
Zatezna cvrstoca (MPa)	>	Modul elasticnosti (GPa)	Gustina (g/cm3)	=	Biokompatibilnost
Zatezna cvrstoca (MPa)	>	Gustina (g/cm3)	Gustina (g/cm3)	<	Obradivost
Zatezna cvrstoca (MPa)	>	Žilavost loma	Gustina (g/cm3)	<	Cena
Zatezna cvrstoca (MPa)	=	Koroziona postojanost	Žilavost loma	<	Koroziona postojanost
Zatezna cvrstoca (MPa)	>	Biokompatibilnost	Žilavost loma	=	Biokompatibilnost
Zatezna cvrstoca (MPa)	<	Obradivost	Žilavost loma	<	Obradivost
Zatezna cvrstoca (MPa)	=	Cena	Žilavost loma	<	Cena
Izduženje (%)	=	Modul elasticnosti (GPa)	Koroziona postojanost	>	Biokompatibilnost
Izduženje (%)	=	Gustina (g/cm3)	Koroziona postojanost	=	Obradivost
Izduženje (%)	=	Žilavost loma	Koroziona postojanost	=	Cena
Izduženje (%)	<	Koroziona postojanost	Biokompatibilnost	<	Obradivost
Izduženje (%)	=	Biokompatibilnost	Biokompatibilnost	<	Cena
			Obradivost	=	Cena

CALCULATE

Virtuode		Home	MCDM Solver	Contact	Hello dulep@masfak.ni.ac.rs	Log off
Step 3: Review results						
	TOPSIS	WASPAS	VIKOR			
M1	11	4	11			
M2	2	2	5			
M3	1	1	1			
M4	4	3	9			
M5	13	14	12			
M6	6	11	10			
M7	14	12	14			
M8	12	13	15			
M9	15	15	13			
M10	7	7	3			
M11	9	8	8			
M12	3	6	2			
M13	8	9	6			
M14	10	10	7			
M15	5	5	4			
Export						

Virtuode		Home	MCDM Solver	Contact	Hello dulep@masfak.ni.ac.rs	Log off						
	Napon tečenja (MPa)	Zatezna cvrstoca (MPa)	Izduženje (%)	Modul elastčnosti (GPa)	Gustina (g/cm ³)	Žilavost loma	Koroziona postojanost	Biokompatibilnost	Brzavost	Cena	C	TOPSIS
M1	250	585	57	193	7.95	0.865	0.41	0.41	0.865	3.8	0.596	11
M2	450	825	45	193	7.86	0.865	0.5	0.59	0.865	5	0.558	2
M3	580	930	52	200	7.64	0.865	0.5	0.745	0.865	1.6	0.557	1
M4	450	840	39	195	7.75	0.745	0.5	0.59	0.865	4.2	0.548	4
M5	585	1035	25	241	8.28	0.59	0.745	0.745	0.335	35	0.547	13
M6	880	1350	22	241	8.28	0.59	0.745	0.745	0.41	37	0.543	6
M7	1115	1420	28	241	8.29	0.59	0.745	0.745	0.335	140	0.537	14
M8	1340	1400	21	235	8.43	0.59	0.665	0.59	0.255	60	0.525	12
M9	415	1035	60	243	9.22	0.59	0.665	0.665	0.335	58	0.514	15
M10	550	670	22	103	4.51	0.335	0.955	0.955	0.5	21	0.507	7
M11	710	880	12	105	4.43	0.335	0.865	0.865	0.41	29	0.502	9
M12	850	950	12	105	4.52	0.335	0.955	0.955	0.41	25	0.484	3
M13	820	900	6	112	4.45	0.335	0.865	0.955	0.41	26	0.466	8
M14	570	690	15	103	4.48	0.335	0.865	0.865	0.5	26.5	0.457	10
M15	920	960	25	78	5.06	0.335	0.865	0.865	0.41	31	0.434	5
Targets	1340	1420	60	18	2.1	0.865	0.955	0.955	0.865	1.6		
Weights	0.089	0.122	0.078	0.078	0.072	0.083	0.133	0.072	0.139	0.133		
Export												

Virtuode		Home	MCDM Solver	Contact	Hello dulep@masfak.ni.ac.rs	Log off						
	Napon tečenja (MPa)	Zatezna cvrstoca (MPa)	Izduženje (%)	Modul elastčnosti (GPa)	Gustina (g/cm ³)	Žilavost loma	Koroziona postojanost	Biokompatibilnost	Brzavost	Cena	Q	WASPAS
M1	250	585	57	193	7.95	0.865	0.41	0.41	0.865	3.8	0.688	4
M2	450	825	45	193	7.86	0.865	0.5	0.59	0.865	5	0.560	2
M3	580	930	52	200	7.64	0.865	0.5	0.745	0.865	1.6	0.556	1
M4	450	840	39	195	7.75	0.745	0.5	0.59	0.865	4.2	0.521	3
M5	585	1035	25	241	8.28	0.59	0.745	0.745	0.335	35	0.513	14
M6	880	1350	22	241	8.28	0.59	0.745	0.745	0.41	37	0.505	11
M7	1115	1420	28	241	8.29	0.59	0.745	0.745	0.335	140	0.501	12
M8	1340	1400	21	235	8.43	0.59	0.665	0.59	0.255	60	0.473	13
M9	415	1035	60	243	9.22	0.59	0.665	0.665	0.335	58	0.472	15
M10	550	670	22	103	4.51	0.335	0.955	0.955	0.5	21	0.472	7
M11	710	880	12	105	4.43	0.335	0.865	0.865	0.41	29	0.445	8
M12	850	950	12	105	4.52	0.335	0.955	0.955	0.41	25	0.424	6
M13	820	900	6	112	4.45	0.335	0.865	0.955	0.41	26	0.418	9
M14	570	690	15	103	4.48	0.335	0.865	0.865	0.5	26.5	0.403	10
M15	920	960	25	78	5.06	0.335	0.865	0.865	0.41	31	0.392	5
Targets	1340	1420	60	18	2.1	0.865	0.955	0.955	0.865	1.6		
Weights	0.089	0.122	0.078	0.078	0.072	0.083	0.133	0.072	0.139	0.133		
Export												

	Napon tečenja (MPa)	Zatezna cvrstoca (MPa)	Izduženje (%)	Modul elastivosti (GPa)	Gustina (g/cm ³)	Žilavost loma	Koroziona postojanost	Biokompatibilnost	Abrazivost	Cena	P	VIKOR
M1	250	585	57	193	7.95	0.865	0.41	0.41	0.865	3.8	0.128	11
M2	450	825	45	193	7.86	0.865	0.5	0.59	0.865	5	0.166	5
M3	580	930	52	200	7.64	0.865	0.5	0.745	0.865	1.6	0.193	1
M4	450	840	39	195	7.75	0.745	0.5	0.59	0.865	4.2	0.235	9
M5	585	1035	25	241	8.28	0.59	0.745	0.745	0.335	35	0.254	12
M6	880	1350	22	241	8.28	0.59	0.745	0.745	0.41	37	0.274	10
M7	1115	1420	28	241	8.29	0.59	0.745	0.745	0.335	140	0.289	14
M8	1340	1400	21	235	8.43	0.59	0.665	0.59	0.255	60	0.326	15
M9	415	1035	60	243	9.22	0.59	0.665	0.665	0.335	58	0.327	13
M10	550	670	22	103	4.51	0.335	0.955	0.955	0.5	21	0.341	3
M11	710	880	12	105	4.43	0.335	0.865	0.865	0.41	29	0.608	8
M12	850	950	12	105	4.52	0.335	0.955	0.955	0.41	25	0.755	2
M13	820	900	6	112	4.45	0.335	0.865	0.955	0.41	26	0.784	6
M14	570	690	15	103	4.48	0.335	0.865	0.865	0.5	26.5	0.797	7
M15	920	960	25	78	5.06	0.335	0.865	0.865	0.41	31	0.850	4
Targets	1340	1420	60	18	2.1	0.865	0.955	0.955	0.865	1.6		
Weights	0.089	0.122	0.078	0.078	0.072	0.083	0.133	0.072	0.139	0.133		

Export

Za $\eta=0.8$

	TOPSIS	WASPAS	VIKOR
M1	9	4	11
M2	2	2	3
M3	1	1	1
M4	3	3	5
M5	13	14	12
M6	7	11	10
M7	14	12	14
M8	12	13	15
M9	15	15	13
M10	6	7	2
M11	10	8	9
M12	4	6	4
M13	8	10	8
M14	11	9	6
M15	5	5	7

Export

Virtuode												Home	MCDM Solver	Contact	Hello dulep@masfak.ni.ac.rs		Log off
	Napon tečenja (MPa)	Zatezna cvrstoca (MPa)	Izduženje (%)	Modul elasticnosti (GPa)	Gustina (g/cm ³)	Žilavost loma	Koroziona postojanost	Biokompatibilnost	Abrazivost	Cena	C	TOPSIS					
M1	250	585	57	193	7.95	0.865	0.41	0.41	0.865	3.8	0.604	9					
M2	450	825	45	193	7.86	0.865	0.5	0.59	0.865	5	0.566	2					
M3	580	930	52	200	7.64	0.865	0.5	0.745	0.865	1.6	0.553	1					
M4	450	840	39	195	7.75	0.745	0.5	0.59	0.865	4.2	0.546	3					
M5	585	1035	25	241	8.28	0.59	0.745	0.745	0.335	35	0.542	13					
M6	880	1350	22	241	8.28	0.59	0.745	0.745	0.41	37	0.531	7					
M7	1115	1420	28	241	8.29	0.59	0.745	0.745	0.335	140	0.530	14					
M8	1340	1400	21	235	8.43	0.59	0.665	0.59	0.255	60	0.515	12					
M9	415	1035	60	243	9.22	0.59	0.665	0.665	0.335	58	0.512	15					
M10	550	670	22	103	4.51	0.335	0.955	0.955	0.5	21	0.506	6					
M11	710	880	12	105	4.43	0.335	0.865	0.865	0.41	29	0.501	10					
M12	850	950	12	105	4.52	0.335	0.955	0.955	0.41	25	0.477	4					
M13	820	900	6	112	4.45	0.335	0.865	0.955	0.41	26	0.459	8					
M14	570	690	15	103	4.48	0.335	0.865	0.865	0.5	26.5	0.449	11					
M15	920	960	25	78	5.06	0.335	0.865	0.865	0.41	31	0.439	5					
Targets	1340	1420	60	18	2.1	0.865	0.955	0.955	0.865	1.6							
Weights	0.090	0.114	0.087	0.085	0.076	0.088	0.123	0.073	0.134	0.130							

Export

Virtuode												Home	MCDM Solver	Contact	Hello dulep@masfak.ni.ac.rs		Log off
	Napon tečenja (MPa)	Zatezna cvrstoca (MPa)	Izduženje (%)	Modul elasticnosti (GPa)	Gustina (g/cm ³)	Žilavost loma	Koroziona postojanost	Biokompatibilnost	Abrazivost	Cena	Q	WASPAS					
M1	250	585	57	193	7.95	0.865	0.41	0.41	0.865	3.8	0.685	4					
M2	450	825	45	193	7.86	0.865	0.5	0.59	0.865	5	0.560	2					
M3	580	930	52	200	7.64	0.865	0.5	0.745	0.865	1.6	0.554	1					
M4	450	840	39	195	7.75	0.745	0.5	0.59	0.865	4.2	0.523	3					
M5	585	1035	25	241	8.28	0.59	0.745	0.745	0.335	35	0.512	14					
M6	880	1350	22	241	8.28	0.59	0.745	0.745	0.41	37	0.500	11					
M7	1115	1420	28	241	8.29	0.59	0.745	0.745	0.335	140	0.499	12					
M8	1340	1400	21	235	8.43	0.59	0.665	0.59	0.255	60	0.469	13					
M9	415	1035	60	243	9.22	0.59	0.665	0.665	0.335	58	0.469	15					
M10	550	670	22	103	4.51	0.335	0.955	0.955	0.5	21	0.466	7					
M11	710	880	12	105	4.43	0.335	0.865	0.865	0.41	29	0.437	8					
M12	850	950	12	105	4.52	0.335	0.955	0.955	0.41	25	0.419	6					
M13	820	900	6	112	4.45	0.335	0.865	0.955	0.41	26	0.413	10					
M14	570	690	15	103	4.48	0.335	0.865	0.865	0.5	26.5	0.398	9					
M15	920	960	25	78	5.06	0.335	0.865	0.865	0.41	31	0.391	5					
Targets	1340	1420	60	18	2.1	0.865	0.955	0.955	0.865	1.6							
Weights	0.090	0.114	0.087	0.085	0.076	0.088	0.123	0.073	0.134	0.130							

Export

Virtuode												Home	MCDM Solver	Contact	Hello dulep@masfak.ni.ac.rs		Log off
	Napon tečenja (MPa)	Zatezna cvrstoca (MPa)	Izduženje (%)	Modul elasticnosti (GPa)	Gustina (g/cm ³)	Žilavost loma	Koroziona postojanost	Biokompatibilnost	Abrazivost	Cena	P	VIKOR					
M1	250	585	57	193	7.95	0.865	0.41	0.41	0.865	3.8	0.094	11					
M2	450	825	45	193	7.86	0.865	0.5	0.59	0.865	5	0.206	3					
M3	580	930	52	200	7.64	0.865	0.5	0.745	0.865	1.6	0.222	1					
M4	450	840	39	195	7.75	0.745	0.5	0.59	0.865	4.2	0.253	5					
M5	585	1035	25	241	8.28	0.59	0.745	0.745	0.335	35	0.301	12					
M6	880	1350	22	241	8.28	0.59	0.745	0.745	0.41	37	0.305	10					
M7	1115	1420	28	241	8.29	0.59	0.745	0.745	0.335	140	0.310	14					
M8	1340	1400	21	235	8.43	0.59	0.665	0.59	0.255	60	0.356	15					
M9	415	1035	60	243	9.22	0.59	0.665	0.665	0.335	58	0.407	13					
M10	550	670	22	103	4.51	0.335	0.955	0.955	0.5	21	0.431	2					
M11	710	880	12	105	4.43	0.335	0.865	0.865	0.41	29	0.517	9					
M12	850	950	12	105	4.52	0.335	0.955	0.955	0.41	25	0.804	4					
M13	820	900	6	112	4.45	0.335	0.865	0.955	0.41	26	0.814	8					
M14	570	690	15	103	4.48	0.335	0.865	0.865	0.5	26.5	0.858	6					
M15	920	960	25	78	5.06	0.335	0.865	0.865	0.41	31	0.873	7					
Targets	1340	1420	60	18	2.1	0.865	0.955	0.955	0.865	1.6							
Weights	0.090	0.114	0.087	0.085	0.076	0.088	0.123	0.073	0.134	0.130							

Export

Prilog 3. Rezultati rangiranja materijala tela endoproteze kuka pomoću MCDM Solver-a

Virtuode Home **MCDM Solver** Contact Hello dulep@mastak.ni.ac.rs Log off

MCDM Solver

Step 1: Import data from Excel file

Browse... Import Data

	Napon tečenja (MPa)	Zatezna cvrstoca (MPa)	Dinamicka cvrstoca (MPa)	Izduženje (%)	Modul elastivosti (GPa)	Gustina (g/cm ³)	Žilavost loma	Koroziona postojanost	Biokompatibilnost	Obradivost	Cena
M1	250	585	330	57	193	7.95	0.865	0.41	0.59	0.865	3.8
M2	450	825	320	45	193	7.66	0.865	0.5	0.59	0.865	5
M3	580	930	380	52	200	7.64	0.865	0.5	0.745	0.865	1.6
M4	450	840	370	39	195	7.75	0.745	0.5	0.59	0.865	4.2
M5	585	1035	300	25	241	8.28	0.59	0.745	0.745	0.335	35
M6	880	1350	700	22	241	8.28	0.59	0.745	0.745	0.41	37
M7	1115	1420	760	28	241	8.29	0.59	0.745	0.745	0.335	140
M8	1340	1400	700	21	235	8.43	0.59	0.665	0.59	0.255	60
M9	415	1035	440	60	243	9.22	0.59	0.665	0.665	0.335	58
M10	550	670	430	22	103	4.51	0.335	0.955	0.955	0.5	21
M11	710	880	550	12	105	4.43	0.335	0.865	0.865	0.41	29
M12	850	950	540	12	105	4.52	0.335	0.955	0.955	0.41	25
M13	820	900	580	6	112	4.45	0.335	0.865	0.955	0.41	26
M14	570	690	320	15	103	4.48	0.335	0.865	0.865	0.5	26.5
M15	920	960	600	25	78	5.06	0.335	0.865	0.865	0.41	31
Targets	1340	1420	760	60	14	2.1	0.865	0.955	0.955	0.865	1.6

Za $\eta=1$

Virtuode Home **MCDM Solver** Contact

Step 2: Set parameters and calculate

$\eta = 1$
 $\eta \in [0.0 - 1.0]$

Napon tečenja (MPa)	=	Zatezna cvrstoca (MPa)	Izduženje (%)	<	Modul elastivosti (GPa)
Napon tečenja (MPa)	<	Dinamicka cvrstoca (MPa)	Izduženje (%)	<	Gustina (g/cm ³)
Napon tečenja (MPa)	>	Izduženje (%)	Izduženje (%)	<	Žilavost loma
Napon tečenja (MPa)	>	Modul elastivosti (GPa)	Izduženje (%)	<	Koroziona postojanost
Napon tečenja (MPa)	=	Gustina (g/cm ³)	Izduženje (%)	<	Biokompatibilnost
Napon tečenja (MPa)	<	Žilavost loma	Izduženje (%)	=	Obradivost
Napon tečenja (MPa)	<	Koroziona postojanost	Izduženje (%)	>	Cena
Napon tečenja (MPa)	<	Biokompatibilnost	Modul elastivosti (GPa)	=	Gustina (g/cm ³)
Napon tečenja (MPa)	>	Obradivost	Modul elastivosti (GPa)	=	Žilavost loma
Napon tečenja (MPa)	>	Cena	Modul elastivosti (GPa)	<	Koroziona postojanost
Zatezna cvrstoca (MPa)	<	Dinamicka cvrstoca (MPa)	Modul elastivosti (GPa)	<	Biokompatibilnost
Zatezna cvrstoca (MPa)	>	Izduženje (%)	Modul elastivosti (GPa)	>	Obradivost
Zatezna cvrstoca (MPa)	>	Modul elastivosti (GPa)	Modul elastivosti (GPa)	>	Cena
Zatezna cvrstoca (MPa)	=	Gustina (g/cm ³)	Gustina (g/cm ³)	=	Žilavost loma
Zatezna cvrstoca (MPa)	=	Žilavost loma	Gustina (g/cm ³)	<	Koroziona postojanost
Zatezna cvrstoca (MPa)	<	Koroziona postojanost	Gustina (g/cm ³)	<	Biokompatibilnost
Zatezna cvrstoca (MPa)	<	Biokompatibilnost	Gustina (g/cm ³)	>	Obradivost
Zatezna cvrstoca (MPa)	>	Obradivost	Gustina (g/cm ³)	>	Cena
Zatezna cvrstoca (MPa)	>	Cena	Žilavost loma	<	Koroziona postojanost
Dinamicka cvrstoca (MPa)	>	Izduženje (%)	Žilavost loma	<	Biokompatibilnost
Dinamicka cvrstoca (MPa)	>	Modul elastivosti (GPa)	Žilavost loma	>	Obradivost
Dinamicka cvrstoca (MPa)	>	Gustina (g/cm ³)	Žilavost loma	>	Cena
Dinamicka cvrstoca (MPa)	>	Žilavost loma	Koroziona postojanost	=	Biokompatibilnost
Dinamicka cvrstoca (MPa)	=	Koroziona postojanost	Koroziona postojanost	>	Obradivost
Dinamicka cvrstoca (MPa)	=	Biokompatibilnost	Koroziona postojanost	>	Cena
Dinamicka cvrstoca (MPa)	>	Obradivost	Biokompatibilnost	>	Obradivost
Dinamicka cvrstoca (MPa)	>	Cena	Biokompatibilnost	>	Cena
			Obradivost	>	Cena

CALCULATE

Virtuode		Home	MCDM Solver	Contact	Hello dulep@masfak.ni.ac.rs	Log off
Step 3: Review results						
	TOPSIS	WASPAS	VIKOR			
M1	15	13	13			
M2	13	11	12			
M3	10	3	8			
M4	14	12	14			
M5	11	15	15			
M6	5	8	5			
M7	4	7	2			
M8	8	10	9			
M9	12	14	11			
M10	7	6	7			
M11	6	5	6			
M12	1	2	1			
M13	3	4	3			
M14	9	9	10			
M15	2	1	4			
Export						

Virtuode		Home	MCDM Solver	Contact	Hello dulep@masfak.ni.ac.rs	Log off							
	Napon tečenja (MPa)	Zatezna cvrstoca (MPa)	Dinamicka cvrstoca (MPa)	Izduženje (%)	Modul elastičnosti (GPa)	Gustina (g/cm ³)	Žilavost loma	Koroziona postojanost	Biokompatibilnost	Ekološki otpadnost	Cena	C	TOPSIS
M1	250	585	330	57	193	7.95	0.865	0.41	0.59	0.865	3.8	0.597	15
M2	450	825	320	45	193	7.86	0.865	0.5	0.59	0.865	5	0.587	13
M3	580	930	380	52	200	7.64	0.865	0.5	0.745	0.865	1.6	0.581	10
M4	450	840	370	39	195	7.75	0.745	0.5	0.59	0.865	4.2	0.580	14
M5	585	1035	300	25	241	8.28	0.59	0.745	0.745	0.335	35	0.562	11
M6	880	1350	700	22	241	8.28	0.59	0.745	0.745	0.41	37	0.542	5
M7	1115	1420	760	28	241	8.29	0.59	0.745	0.745	0.335	140	0.536	4
M8	1340	1400	700	21	235	8.43	0.59	0.665	0.59	0.255	60	0.503	8
M9	415	1035	440	60	243	9.22	0.59	0.665	0.665	0.335	58	0.462	12
M10	550	670	430	22	103	4.51	0.335	0.955	0.955	0.5	21	0.441	7
M11	710	880	550	12	105	4.43	0.335	0.865	0.865	0.41	29	0.384	6
M12	850	950	540	12	105	4.52	0.335	0.955	0.955	0.41	25	0.370	1
M13	820	900	580	6	112	4.45	0.335	0.865	0.955	0.41	26	0.364	3
M14	570	690	320	15	103	4.48	0.335	0.865	0.865	0.5	26.5	0.345	9
M15	920	960	600	25	78	5.06	0.335	0.865	0.865	0.41	31	0.343	2
Targets	1340	1420	760	60	14	2.1	0.865	0.955	0.955	0.865	1.6		
Weights	0.091	0.095	0.127	0.059	0.082	0.091	0.095	0.127	0.127	0.059	0.045		
Export													

Virtuode		Home	MCDM Solver	Contact	Hello dulep@masfak.ni.ac.rs	Log off							
	Napon tečenja (MPa)	Zatezna cvrstoca (MPa)	Dinamicka cvrstoca (MPa)	Izduženje (%)	Modul elastičnosti (GPa)	Gustina (g/cm ³)	Žilavost loma	Koroziona postojanost	Biokompatibilnost	Ekološki otpadnost	Cena	Q	WASPAS
M1	250	585	330	57	193	7.95	0.865	0.41	0.59	0.865	3.8	0.637	13
M2	450	825	320	45	193	7.86	0.865	0.5	0.59	0.865	5	0.622	11
M3	580	930	380	52	200	7.64	0.865	0.5	0.745	0.865	1.6	0.614	3
M4	450	840	370	39	195	7.75	0.745	0.5	0.59	0.865	4.2	0.597	12
M5	585	1035	300	25	241	8.28	0.59	0.745	0.745	0.335	35	0.590	15
M6	880	1350	700	22	241	8.28	0.59	0.745	0.745	0.41	37	0.589	8
M7	1115	1420	760	28	241	8.29	0.59	0.745	0.745	0.335	140	0.562	7
M8	1340	1400	700	21	235	8.43	0.59	0.665	0.59	0.255	60	0.552	10
M9	415	1035	440	60	243	9.22	0.59	0.665	0.665	0.335	58	0.542	14
M10	550	670	430	22	103	4.51	0.335	0.955	0.955	0.5	21	0.540	6
M11	710	880	550	12	105	4.43	0.335	0.865	0.865	0.41	29	0.532	5
M12	850	950	540	12	105	4.52	0.335	0.955	0.955	0.41	25	0.530	2
M13	820	900	580	6	112	4.45	0.335	0.865	0.955	0.41	26	0.500	4
M14	570	690	320	15	103	4.48	0.335	0.865	0.865	0.5	26.5	0.460	9
M15	920	960	600	25	78	5.06	0.335	0.865	0.865	0.41	31	0.458	1
Targets	1340	1420	760	60	14	2.1	0.865	0.955	0.955	0.865	1.6		
Weights	0.091	0.095	0.127	0.059	0.082	0.091	0.095	0.127	0.127	0.059	0.045		
Export													

	Napon tečenja (MPa)	Zatezna cvrstoca (MPa)	Dinamicka cvrstoca (MPa)	Izduženje (%)	Modul elasticnosti (GPa)	Gustina (g/cm ³)	Žilavost loma	Koroziona postojanost	Biokompatibilnost	Ekološkost	Cena	P	VIKOR
M1	250	585	330	57	193	7.95	0.865	0.41	0.59	0.865	3.8	0.094	13
M2	450	825	320	45	193	7.86	0.865	0.5	0.59	0.865	5	0.113	12
M3	580	930	380	52	200	7.64	0.865	0.5	0.745	0.865	1.6	0.157	8
M4	450	840	370	39	195	7.75	0.745	0.5	0.59	0.865	4.2	0.169	14
M5	585	1035	300	25	241	8.28	0.59	0.745	0.745	0.335	35	0.172	15
M6	880	1350	700	22	241	8.28	0.59	0.745	0.745	0.41	37	0.268	5
M7	1115	1420	760	28	241	8.29	0.59	0.745	0.745	0.335	140	0.298	2
M8	1340	1400	700	21	235	8.43	0.59	0.665	0.59	0.255	60	0.579	9
M9	415	1035	440	60	243	9.22	0.59	0.665	0.665	0.335	58	0.708	11
M10	550	670	430	22	103	4.51	0.335	0.955	0.955	0.5	21	0.759	7
M11	710	880	550	12	105	4.43	0.335	0.865	0.865	0.41	29	0.779	6
M12	850	950	540	12	105	4.52	0.335	0.955	0.955	0.41	25	0.902	1
M13	820	900	580	6	112	4.45	0.335	0.865	0.955	0.41	26	0.947	3
M14	570	690	320	15	103	4.48	0.335	0.865	0.865	0.5	26.5	0.954	10
M15	920	960	600	25	78	5.06	0.335	0.865	0.865	0.41	31	1.000	4
Targets	1340	1420	760	60	14	2.1	0.865	0.955	0.955	0.865	1.6		
Weights	0.091	0.095	0.127	0.059	0.082	0.091	0.095	0.127	0.127	0.059	0.045		

Export

Za $\eta=0.8$

	TOPSIS	WASPAS	VIKOR
M1	15	13	14
M2	11	7	12
M3	9	1	8
M4	14	9	13
M5	13	15	15
M6	5	10	3
M7	4	8	1
M8	8	12	9
M9	12	14	10
M10	7	4	6
M11	6	6	7
M12	1	3	2
M13	3	5	5
M14	10	11	11
M15	2	2	4

Export

Virtuode													
Home		MCDM Solver		Contact		Hello dulep@masfak.ni.ac.rs						Log off	
	Napon tečenja (MPa)	Zatezna cvrstoca (MPa)	Dinamicka cvrstoca (MPa)	Izduženje (%)	Modul elastčnosti (GPa)	Gustina (g/cm ³)	Žilavost loma	Koroziona postojanost	Biokompatibilnost	Ekološka održivost	Cena	C	TOPSIS
M1	250	585	330	57	193	7.95	0.865	0.41	0.59	0.865	3.8	0.576	15
M2	450	825	320	45	193	7.86	0.865	0.5	0.59	0.865	5	0.573	11
M3	580	930	380	52	200	7.64	0.865	0.5	0.745	0.865	1.6	0.559	9
M4	450	840	370	39	195	7.75	0.745	0.5	0.59	0.865	4.2	0.558	14
M5	585	1035	300	25	241	8.28	0.59	0.745	0.745	0.335	35	0.549	13
M6	880	1350	700	22	241	8.28	0.59	0.745	0.745	0.41	37	0.526	5
M7	1115	1420	760	28	241	8.29	0.59	0.745	0.745	0.335	140	0.524	4
M8	1340	1400	700	21	235	8.43	0.59	0.665	0.59	0.255	60	0.500	8
M9	415	1035	440	60	243	9.22	0.59	0.665	0.665	0.335	58	0.470	12
M10	550	670	430	22	103	4.51	0.335	0.955	0.955	0.5	21	0.455	7
M11	710	880	550	12	105	4.43	0.335	0.865	0.865	0.41	29	0.400	6
M12	850	950	540	12	105	4.52	0.335	0.955	0.955	0.41	25	0.384	1
M13	820	900	580	6	112	4.45	0.335	0.865	0.955	0.41	26	0.383	3
M14	570	690	320	15	103	4.48	0.335	0.865	0.865	0.5	26.5	0.381	10
M15	920	960	600	25	78	5.06	0.335	0.865	0.865	0.41	31	0.380	2
Targets	1340	1420	760	60	14	2.1	0.865	0.955	0.955	0.865	1.6		
Weights	0.090	0.091	0.119	0.071	0.087	0.089	0.096	0.117	0.114	0.069	0.058		

Export

Virtuode													
Home		MCDM Solver		Contact		Hello dulep@masfak.ni.ac.rs						Log off	
	Napon tečenja (MPa)	Zatezna cvrstoca (MPa)	Dinamicka cvrstoca (MPa)	Izduženje (%)	Modul elastčnosti (GPa)	Gustina (g/cm ³)	Žilavost loma	Koroziona postojanost	Biokompatibilnost	Ekološka održivost	Cena	Q	WASPAS
M1	250	585	330	57	193	7.95	0.865	0.41	0.59	0.865	3.8	0.622	13
M2	450	825	320	45	193	7.86	0.865	0.5	0.59	0.865	5	0.613	7
M3	580	930	380	52	200	7.64	0.865	0.5	0.745	0.865	1.6	0.594	1
M4	450	840	370	39	195	7.75	0.745	0.5	0.59	0.865	4.2	0.569	9
M5	585	1035	300	25	241	8.28	0.59	0.745	0.745	0.335	35	0.567	15
M6	880	1350	700	22	241	8.28	0.59	0.745	0.745	0.41	37	0.564	10
M7	1115	1420	760	28	241	8.29	0.59	0.745	0.745	0.335	140	0.534	8
M8	1340	1400	700	21	235	8.43	0.59	0.665	0.59	0.255	60	0.532	12
M9	415	1035	440	60	243	9.22	0.59	0.665	0.665	0.335	58	0.532	14
M10	550	670	430	22	103	4.51	0.335	0.955	0.955	0.5	21	0.526	4
M11	710	880	550	12	105	4.43	0.335	0.865	0.865	0.41	29	0.523	6
M12	850	950	540	12	105	4.52	0.335	0.955	0.955	0.41	25	0.514	3
M13	820	900	580	6	112	4.45	0.335	0.865	0.955	0.41	26	0.507	5
M14	570	690	320	15	103	4.48	0.335	0.865	0.865	0.5	26.5	0.446	11
M15	920	960	600	25	78	5.06	0.335	0.865	0.865	0.41	31	0.440	2
Targets	1340	1420	760	60	14	2.1	0.865	0.955	0.955	0.865	1.6		
Weights	0.090	0.091	0.119	0.071	0.087	0.089	0.096	0.117	0.114	0.069	0.058		

Export

Virtuode													
Home		MCDM Solver		Contact		Hello dulep@masfak.ni.ac.rs						Log off	
	Napon tečenja (MPa)	Zatezna cvrstoca (MPa)	Dinamicka cvrstoca (MPa)	Izduženje (%)	Modul elastčnosti (GPa)	Gustina (g/cm ³)	Žilavost loma	Koroziona postojanost	Biokompatibilnost	Ekološka održivost	Cena	P	VIKOR
M1	250	585	330	57	193	7.95	0.865	0.41	0.59	0.865	3.8	0.127	14
M2	450	825	320	45	193	7.86	0.865	0.5	0.59	0.865	5	0.154	12
M3	580	930	380	52	200	7.64	0.865	0.5	0.745	0.865	1.6	0.168	8
M4	450	840	370	39	195	7.75	0.745	0.5	0.59	0.865	4.2	0.217	13
M5	585	1035	300	25	241	8.28	0.59	0.745	0.745	0.335	35	0.220	15
M6	880	1350	700	22	241	8.28	0.59	0.745	0.745	0.41	37	0.255	3
M7	1115	1420	760	28	241	8.29	0.59	0.745	0.745	0.335	140	0.326	1
M8	1340	1400	700	21	235	8.43	0.59	0.665	0.59	0.255	60	0.479	9
M9	415	1035	440	60	243	9.22	0.59	0.665	0.665	0.335	58	0.631	10
M10	550	670	430	22	103	4.51	0.335	0.955	0.955	0.5	21	0.667	6
M11	710	880	550	12	105	4.43	0.335	0.865	0.865	0.41	29	0.747	7
M12	850	950	540	12	105	4.52	0.335	0.955	0.955	0.41	25	0.793	2
M13	820	900	580	6	112	4.45	0.335	0.865	0.955	0.41	26	0.826	5
M14	570	690	320	15	103	4.48	0.335	0.865	0.865	0.5	26.5	0.854	11
M15	920	960	600	25	78	5.06	0.335	0.865	0.865	0.41	31	1.000	4
Targets	1340	1420	760	60	14	2.1	0.865	0.955	0.955	0.865	1.6		
Weights	0.090	0.091	0.119	0.071	0.087	0.089	0.096	0.117	0.114	0.069	0.058		

Export

Virtuode		Home	MCDM Solver	Contact	Hello dulep@masfak.ni.ac.rs	Log off
Step 3: Review results						
	TOPSIS	WASPAS	VIKOR			
M1	15	14	14			
M2	14	12	13			
M3	10	4	10			
M4	13	11	12			
M5	11	13	9			
M6	7	9	6			
M7	4	8	4			
M8	9	10	11			
M9	12	15	15			
M10	3	3	2			
M11	6	5	3			
M12	1	2	1			
M13	5	7	7			
M14	8	6	8			
M15	2	1	5			
Export						

Virtuode		Home	MCDM Solver	Contact	Hello dulep@masfak.ni.ac.rs	Log off						
	Napon tečenja (MPa)	Zatezna cvrstoca (MPa)	Izduženje (%)	Modul elastčnosti (GPa)	Gustina (g/cm ³)	Koroziona postojanost	Biokompatibilnost	Obradivost	Tvrdoća (HV)	Cena	C	TOPSIS
M1	250	585	57	193	7.95	0.41	0.59	0.865	174	3.8	0.637	15
M2	450	825	45	193	7.86	0.5	0.59	0.865	225	5	0.601	14
M3	580	930	52	200	7.64	0.5	0.745	0.865	304	1.6	0.591	10
M4	450	840	39	195	7.75	0.5	0.59	0.865	270	4.2	0.580	13
M5	585	1035	25	241	8.28	0.745	0.745	0.335	304	35	0.572	11
M6	880	1350	22	241	8.28	0.745	0.745	0.41	410	37	0.568	7
M7	1115	1420	28	241	8.29	0.745	0.745	0.335	455	140	0.553	4
M8	1340	1400	21	235	8.43	0.665	0.59	0.255	425	60	0.536	9
M9	415	1035	60	243	9.22	0.665	0.665	0.335	155	58	0.500	12
M10	550	670	22	103	4.51	0.955	0.955	0.5	280	21	0.454	3
M11	710	880	12	105	4.43	0.865	0.865	0.41	304	29	0.441	6
M12	850	950	12	105	4.52	0.955	0.955	0.41	318	25	0.352	1
M13	820	900	6	112	4.45	0.865	0.955	0.41	260	26	0.341	5
M14	570	690	15	103	4.48	0.865	0.865	0.5	278	26.5	0.328	8
M15	920	960	25	78	5.06	0.865	0.865	0.41	280	31	0.305	2
Targets	1340	1420	60	16	1.3	0.955	0.955	0.865	455	1.6		
Weights	0.100	0.089	0.094	0.094	0.094	0.133	0.139	0.061	0.144	0.050		
Export												

Virtuode		Home	MCDM Solver	Contact	Hello dulep@masfak.ni.ac.rs	Log off						
	Napon tečenja (MPa)	Zatezna cvrstoca (MPa)	Izduženje (%)	Modul elastčnosti (GPa)	Gustina (g/cm ³)	Koroziona postojanost	Biokompatibilnost	Obradivost	Tvrdoća (HV)	Cena	Q	WASPAS
M1	250	585	57	193	7.95	0.41	0.59	0.865	174	3.8	0.627	14
M2	450	825	45	193	7.86	0.5	0.59	0.865	225	5	0.622	12
M3	580	930	52	200	7.64	0.5	0.745	0.865	304	1.6	0.604	4
M4	450	840	39	195	7.75	0.5	0.59	0.865	270	4.2	0.597	11
M5	585	1035	25	241	8.28	0.745	0.745	0.335	304	35	0.582	13
M6	880	1350	22	241	8.28	0.745	0.745	0.41	410	37	0.568	9
M7	1115	1420	28	241	8.29	0.745	0.745	0.335	455	140	0.565	8
M8	1340	1400	21	235	8.43	0.665	0.59	0.255	425	60	0.534	10
M9	415	1035	60	243	9.22	0.665	0.665	0.335	155	58	0.518	15
M10	550	670	22	103	4.51	0.955	0.955	0.5	280	21	0.508	3
M11	710	880	12	105	4.43	0.865	0.865	0.41	304	29	0.506	5
M12	850	950	12	105	4.52	0.955	0.955	0.41	318	25	0.496	2
M13	820	900	6	112	4.45	0.865	0.955	0.41	260	26	0.457	7
M14	570	690	15	103	4.48	0.865	0.865	0.5	278	26.5	0.451	6
M15	920	960	25	78	5.06	0.865	0.865	0.41	280	31	0.407	1
Targets	1340	1420	60	16	1.3	0.955	0.955	0.865	455	1.6		
Weights	0.100	0.089	0.094	0.094	0.094	0.133	0.139	0.061	0.144	0.050		
Export												

	Napon tečenja (MPa)	Zatezna cvrstoca (MPa)	Izduženje (%)	Modul elastičnosti (GPa)	Gustina (g/cm ³)	Koroziona postojanost	Biokompatibilnost	Abrazivost	Tvrdoća (HV)	Cena	P	VIKOR
M1	250	585	57	193	7.95	0.41	0.59	0.865	174	3.8	0.000	14
M2	450	825	45	193	7.86	0.5	0.59	0.865	225	5	0.179	13
M3	580	930	52	200	7.64	0.5	0.745	0.865	304	1.6	0.185	10
M4	450	840	39	195	7.75	0.5	0.59	0.865	270	4.2	0.221	12
M5	585	1035	25	241	8.28	0.745	0.745	0.335	304	35	0.223	9
M6	880	1350	22	241	8.28	0.745	0.745	0.41	410	37	0.282	6
M7	1115	1420	28	241	8.29	0.745	0.745	0.335	455	140	0.302	4
M8	1340	1400	21	235	8.43	0.665	0.59	0.255	425	60	0.325	11
M9	415	1035	60	243	9.22	0.665	0.665	0.335	155	58	0.473	15
M10	550	670	22	103	4.51	0.955	0.955	0.5	280	21	0.560	2
M11	710	880	12	105	4.43	0.865	0.865	0.41	304	29	0.676	3
M12	850	950	12	105	4.52	0.955	0.955	0.41	318	25	0.891	1
M13	820	900	6	112	4.45	0.865	0.955	0.41	260	26	0.902	7
M14	570	690	15	103	4.48	0.865	0.865	0.5	278	26.5	0.951	8
M15	920	960	25	78	5.06	0.865	0.865	0.41	280	31	0.986	5
Targets	1340	1420	60	16	1.3	0.955	0.955	0.865	455	1.6		
Weights	0.100	0.089	0.094	0.094	0.094	0.133	0.139	0.061	0.144	0.050		

Export

Za $\eta=0.8$

	TOPSIS	WASPAS	VIKOR
M1	15	13	14
M2	14	10	13
M3	10	2	9
M4	12	8	12
M5	11	14	10
M6	7	11	8
M7	4	9	7
M8	9	12	11
M9	13	15	15
M10	3	4	2
M11	6	5	4
M12	1	3	1
M13	5	7	6
M14	8	6	5
M15	2	1	3

Export

Virtuode													
Home	MCDM Solver		Contact		Hello dulep@masfak.ni.ac.rs								Log off
	Napon tečenja (MPa)	Zatezna cvrstoca (MPa)	Izduženje (%)	Modul elastčnosti (GPa)	Gustina (g/cm ³)	Koroziona postojanost	Biokompatibilno ²	Abrazivost	Tvrdoća (HV)	Cena	C	TOPSIS	
M1	250	585	57	193	7.95	0.41	0.59	0.865	174	3.8	0.617	15	
M2	450	825	45	193	7.86	0.5	0.59	0.865	225	5	0.593	14	
M3	580	930	52	200	7.64	0.5	0.745	0.865	304	1.6	0.579	10	
M4	450	840	39	195	7.75	0.5	0.59	0.865	270	4.2	0.556	12	
M5	585	1035	25	241	8.28	0.745	0.745	0.335	304	35	0.556	11	
M6	880	1350	22	241	8.28	0.745	0.745	0.41	410	37	0.554	7	
M7	1115	1420	28	241	8.29	0.745	0.745	0.335	455	140	0.540	4	
M8	1340	1400	21	235	8.43	0.665	0.59	0.255	425	60	0.527	9	
M9	415	1035	60	243	9.22	0.665	0.665	0.335	155	58	0.496	13	
M10	550	670	22	103	4.51	0.955	0.955	0.5	280	21	0.480	3	
M11	710	880	12	105	4.43	0.865	0.865	0.41	304	29	0.434	6	
M12	850	950	12	105	4.52	0.955	0.955	0.41	318	25	0.377	1	
M13	820	900	6	112	4.45	0.865	0.955	0.41	260	26	0.369	5	
M14	570	690	15	103	4.48	0.865	0.865	0.5	278	26.5	0.368	8	
M15	920	960	25	78	5.06	0.865	0.865	0.41	280	31	0.347	2	
Targets	1340	1420	60	16	1.3	0.955	0.955	0.865	455	1.6			
Weights	0.100	0.088	0.102	0.099	0.094	0.124	0.124	0.073	0.132	0.064			

Export

Virtuode													
Home	MCDM Solver		Contact		Hello dulep@masfak.ni.ac.rs								Log off
	Napon tečenja (MPa)	Zatezna cvrstoca (MPa)	Izduženje (%)	Modul elastčnosti (GPa)	Gustina (g/cm ³)	Koroziona postojanost	Biokompatibilno ²	Abrazivost	Tvrdoća (HV)	Cena	Q	WASPAS	
M1	250	585	57	193	7.95	0.41	0.59	0.865	174	3.8	0.604	13	
M2	450	825	45	193	7.86	0.5	0.59	0.865	225	5	0.603	10	
M3	580	930	52	200	7.64	0.5	0.745	0.865	304	1.6	0.595	2	
M4	450	840	39	195	7.75	0.5	0.59	0.865	270	4.2	0.582	8	
M5	585	1035	25	241	8.28	0.745	0.745	0.335	304	35	0.557	14	
M6	880	1350	22	241	8.28	0.745	0.745	0.41	410	37	0.546	11	
M7	1115	1420	28	241	8.29	0.745	0.745	0.335	455	140	0.540	9	
M8	1340	1400	21	235	8.43	0.665	0.59	0.255	425	60	0.506	12	
M9	415	1035	60	243	9.22	0.665	0.665	0.335	155	58	0.504	15	
M10	550	670	22	103	4.51	0.955	0.955	0.5	280	21	0.496	4	
M11	710	880	12	105	4.43	0.865	0.865	0.41	304	29	0.492	5	
M12	850	950	12	105	4.52	0.955	0.955	0.41	318	25	0.482	3	
M13	820	900	6	112	4.45	0.865	0.955	0.41	260	26	0.457	7	
M14	570	690	15	103	4.48	0.865	0.865	0.5	278	26.5	0.435	6	
M15	920	960	25	78	5.06	0.865	0.865	0.41	280	31	0.393	1	
Targets	1340	1420	60	16	1.3	0.955	0.955	0.865	455	1.6			
Weights	0.100	0.088	0.102	0.099	0.094	0.124	0.124	0.073	0.132	0.064			

Export

Virtuode													
Home	MCDM Solver		Contact		Hello dulep@masfak.ni.ac.rs								Log off
	Napon tečenja (MPa)	Zatezna cvrstoca (MPa)	Izduženje (%)	Modul elastčnosti (GPa)	Gustina (g/cm ³)	Koroziona postojanost	Biokompatibilno ²	Abrazivost	Tvrdoća (HV)	Cena	P	VIKOR	
M1	250	585	57	193	7.95	0.41	0.59	0.865	174	3.8	0.027	14	
M2	450	825	45	193	7.86	0.5	0.59	0.865	225	5	0.063	13	
M3	580	930	52	200	7.64	0.5	0.745	0.865	304	1.6	0.102	9	
M4	450	840	39	195	7.75	0.5	0.59	0.865	270	4.2	0.197	12	
M5	585	1035	25	241	8.28	0.745	0.745	0.335	304	35	0.216	10	
M6	880	1350	22	241	8.28	0.745	0.745	0.41	410	37	0.235	8	
M7	1115	1420	28	241	8.29	0.745	0.745	0.335	455	140	0.255	7	
M8	1340	1400	21	235	8.43	0.665	0.59	0.255	425	60	0.301	11	
M9	415	1035	60	243	9.22	0.665	0.665	0.335	155	58	0.480	15	
M10	550	670	22	103	4.51	0.955	0.955	0.5	280	21	0.505	2	
M11	710	880	12	105	4.43	0.865	0.865	0.41	304	29	0.639	4	
M12	850	950	12	105	4.52	0.955	0.955	0.41	318	25	0.823	1	
M13	820	900	6	112	4.45	0.865	0.955	0.41	260	26	0.831	6	
M14	570	690	15	103	4.48	0.865	0.865	0.5	278	26.5	0.913	5	
M15	920	960	25	78	5.06	0.865	0.865	0.41	280	31	1.000	3	
Targets	1340	1420	60	16	1.3	0.955	0.955	0.865	455	1.6			
Weights	0.100	0.088	0.102	0.099	0.094	0.124	0.124	0.073	0.132	0.064			

Export

BIOGRAFIJA AUTORA

Dušan Lj. Petković rođen je 13. novembra 1982. godine u Pirotu. Osnovnu školu završio je u Babušnici sa odličnim uspehom. Nakon završene osnovne škole upisuje prirodno-matematički smer Gimnazije „Vuk Karadžić“ u Babušnici. U toku školovanja bio je odličan učenik i uspešan takmičar. Učestvovao je na Republičkom takmičenju mladih matematičara u Čačku 1999. godine. Maturirao je 2001. godine sa odličnim uspehom.



Mašinski fakultet u Nišu upisao je 2001. godine. U toku studiranja osvajao je mnoge nagrade, kao takmičar na mašinijadama za predmete mehanika fluida i matematika. Učestvovao je u realizaciji studentskog projekta finansiranog od strane kompanije „Philip Morris“. Diplomski rad iz oblasti energetike odbranio je januara 2007. godine sa najvišom ocenom na Mašinskom fakultetu Univerziteta u Nišu. Dobitnik je Svetosavske nagrade Ministarstva prosvete i Povelje Univerziteta u Nišu, kao najbolji diplomirani student sa prosečnom ocenom 10 za školsku 2006/2007. godinu.

Nakon diplomiranja počeo je da radi kao saradnik u akreditovanoj Laboratoriji za ispitivanje materijala i mašina. Učestvovao je u velikom broju ispitivanja mehaničkih svojstava metala, ispitivanju gume, izolacionih materijala i proizvoda. U zvanje asistenta za užu naučnu oblast *Proizvodni sistemi i tehnologije* na Mašinskom fakultetu u Nišu, izabran je 2008. godine na Katedri za proizvodno-informacione tehnologije i menadžment. U 2009. godini boravio je na *Fakulteti za Strojništvo* u Ljubljani u trajanju od 6 meseci.

Učestvovao je u izradi 3 naučno-istraživačka projekta, koji su finansirani od strane Ministarstva prosvete, nauke i tehnološkog razvoja Republike Srbije, jednog FP6 i jednog TEMPUS projekta, koji su finansirani od strane EU. Kao aistent držao je vežbanja iz više predmeta na Mašinskom fakultetu u Nišu. Autor je preko osamdeset naučnih i stručnih radova iz oblasti korozije, ispitivanja stomatoloških i metalnih biomaterijala, višekriterijumskog izbora materijala i tehnologija, od kojih su 6 publikovana u međunarodnim časopisima sa impakt faktorom.

ИЗВЕШТАЈ О ОЦЕНИ ДОКТОРСKE ДИСЕРТАЦИЈЕ

ПОДАЦИ О КАНДИДАТУ

Презиме, име једног
родитеља и име Петковић (Љубомир) Душан

Датум и место рођења 13. 11. 1982., Пирот

МАШИНСКИ ФАКУЛТЕТ У НИШУ			
Примљено: 13. 12. 2016.			
Орг.јед.	Број	Прилог	Бредности
	612-719/16		

Основне студије

Универзитет Универзитет у Нишу

Факултет Машински факултет у Нишу

Студијски програм Машинско инжењерство

Звање Дипломирани инжењер машинства (еквивалент Мастер дипломе)

Година уписа 2001.

Година завршетка 2007.

Просечна оцена 10,00

Мастер студије, магистарске студије

Универзитет

Факултет

Студијски програм

Звање

Година уписа

Година завршетка

Просечна оцена

Научна област

Наслов завршног рада

Докторске студије

Универзитет Универзитет у Нишу

Факултет Машински факултет у Нишу

Студијски програм Машинско инжењерство

Година уписа 2007.

Остварен број ЕСПБ бодова 460

Просечна оцена 10,00

НАСЛОВ ТЕМЕ ДОКТОРСKE ДИСЕРТАЦИЈЕ

Наслов теме докторске дисертације **ИЗБОР БИОМАТЕРИЈАЛА – Вишекритеријумска анализа и развој система за подршку одлучивању**

Име и презиме ментора, звање **др Горан Раденковић, ванредни професор**

Број и датум добијања сагласности за тему докторске дисертације **8/20-01-001/16-027**
17. 02. 2016. године

ПРЕГЛЕД ДОКТОРСKE ДИСЕРТАЦИЈЕ

Број страна 265

Број поглавља 8

Број слика (шема, графикона) 65

Број табела 57

Број прилога 4

**ПРИКАЗ НАУЧНИХ И СТРУЧНИХ РАДОВА КАНДИДАТА
који садрже резултате истраживања у оквиру докторске дисертације**

Р. бр.	Аутор-и, наслов, часопис, година, број волумена, странице	Категорија
	<u>D. Petković, M. Madić, G. Radenković, Selection of the most suitable non-conventional machining processes for ceramic processing by using MCDMs, <i>Science of Sintering</i>, 2015, Vol. 47, 229-235.</u>	
1.	<i>У раду је приказана примена нових метода вишекритеријумског одлучивања за избор најпогоднијег неконвенционалног поступка обраде керамике. Применом WASPAS и COPRAS метода, десет неконвенционалних поступака обраде су ранжирани на основу десет критеријума. Поред тога, упоређени су добијени резултати са резултатима претходних истраживања како би се показала применљивост и ефикасност разматраних метода вишекритеријумског одлучивања у области избора неконвенционалних поступака обраде.</i> <u>Petković Dušan Lj., Madić Miloš J., Radenković Goran M., The effects of passivation parameters on pitting potential of biomedical stainless steel, <i>Chemical Industry and Chemical Engineering Quarterly</i>, 2016, DOI:10.2298/CICEQ151127020P.</u>	M22
2.	<i>У раду су приказане две методе моделирања (регресиона анализа и неуронске мреже) процеса пасивизације нерђајућег биомедицинског челика ради повећања корозионе постојаности у in vitro условима. Пасивизација је изведена потапањем у растворе азотне киселине, при чему су варирана 3 фактора: концентрација киселине, температура раствора и време пасивизације. Питинг потенцијал је узет као параметар за упоређење корозионе постојаности у Hank-овом раствору на температури од 36 °C. Упоређењем експерименталних резултата са резултатима предикције моделима, показано је да једино неуронске мреже дају модел задовољавајуће тачности. Поред тога, на основу модела неуронских мрежа изведена је анализа утицаја фактора пасивизације на корозиону постојаност испитиваног челика.</i> <u>D. Petković, M. Madić, G. Radenković, M. Manić, M. Trajanović, Decision Support System for Selection of the Most Suitable Biomedical Material, 5th International Conference on Information Society and Technology - ICIST 2015, Kopaonik, Serbia, 8-10 March 2015, 27-31.</u>	M23
3.	<i>У овом раду је описан MCDM Solver – Систем за подршку одлучивању, заснован на примени метода вишекритеријумског одлучивања. MCDM Solver је развијен како би се олакшао процес избора биомедицинских материјала уједно повећавајући поверење у објективност избора. Као пример, наведен је избор материјала за надокнаду недостајућих делова дугих костију.</i> <u>D. Petković, M. Madić, G. Radenković, Ranking of Biomedical Materials by Using Comprehensive WASPAS Method, 3rd International Conference MECHANICAL ENGINEERING IN XXI CENTURY, Niš, 17-18 September, 2015, 339-344.</u>	M33
4.	<i>У овом раду је развијена Свеобухватна WASPAS метода и предложена њена примена за избор биомедицинских материјала. Приказана је комплетна процедура избора и детаљно објашњен математички приступ. На крају, листа потенцијалних материјала (алтернатива) за замену колена ранжирани су на основу одабраних критеријума, при чему је најбоље ранжирани материјал уједно и најпогоднији за израду ендопротезе колена.</i> <u>D. Petković, M. Madić, G. Radenković, Selection of the Biomedical Material by Using MCDM Approach, IX International Scientific Conference CONTEMPORARY MATERIALS 2016, Banja Luka, 4-5 September, 2016, 737-748.</u>	M33
5.	<i>Избор материјала за конкретну биомедицинску примену представља веома сложен, важан и одговоран посао. Имајућу ту чињеницу у виду, у раду су коришћене савремене методе вишекритеријумског одлучивања за избор материјала стема ендопротезе кука. У раду је примењена Свеобухватна WASPAS метода за рангирање кандидата биоматеријала за израду стема.</i>	M33

ИСПУЊЕНОСТ УСЛОВА ЗА ОДБРАНУ ДОКТОРСКЕ ДИСЕРТАЦИЈЕ

Кандидат испуњава услове за оцену и одбрану докторске дисертације који су предвиђени Законом о високом образовању, Статутом Универзитета и Статутом Факултета.

ДА

Душан Петковић положио је све испите предвиђене планом докторских студија (80 ЕСПБ бодова) и на основу студијског истраживачког рада (научно-истраживачки рад, учешће на пројектима, публиковање радова, учешће на стручним семинарима, симпозијумима, скуповима и др.) остварио 40 ЕСПБ бодова. Остваривши укупно 420 ЕСПБ бодова, стекао је право на пријаву теме докторске дисертације.

Душан Петковић поднео је 13.11.2015. године Одсеку за наставна и студентска питања Машинског факултета у Нишу захтев (број 612-715/2015) за одобрење теме докторске дисертације под радним насловом „ИЗБОР БИОМАТЕРИЈАЛА – вишекритеријумска анализа и развој система за подршку одлучивању“.

Наставно-научно веће Машинског факултета у Нишу, на седници која је одржана 16.11.2015. године, предложило је Комисију за оцену научне заснованости теме у саставу: др Горан Раденковић, ванредни професор Машинског факултета Универзитета у Нишу, др Мирослав Трајановић, редовни професор Машинског факултета Универзитета у Нишу и др Фатима Живић, научни сарадник Факултет инжењерских наука Универзитета у Крагујевцу.

Научно-стручно веће за техничко-технолошке науке Универзитета у Нишу, на седници која је одржана 07.12.2015. године, одлуком број 8/20-01-005/15-039, именовало је Комисију за оцену научне заснованости наведене теме у саставу:

др Горан Раденковић, ванредни професор Машинског факултета Универзитета у Нишу, др Мирослав Трајановић, редовни професор Машинског факултета Универзитета у Нишу и др Фатима Живић, научни сарадник Факултет инжењерских наука Универзитета у Крагујевцу.

Наставно-научно веће Машинског факултета у Нишу, на седници која је одржана 15.01.2016. године, на основу Извештаја (број 612-98/2016) Комисије за оцену научне заснованости теме докторске дисертације, кандидата Душана Петковића, под насловом „ИЗБОР БИОМАТЕРИЈАЛА – вишекритеријумска анализа и развој система за подршку одлучивању“ донело је Одлуку о усвајању предложене теме докторске дисертације. На истој седници, Наставно-научно веће Машинског факултета у Нишу утврдило је Предлог одлуке о именовању ментора, којим се др Горан Раденковић, ванредни професор Машинског факултета Универзитета у Нишу, именује за ментора.

Научно-стручно веће за техничко-технолошке науке Универзитета у Нишу, на седници која је одржана 17.02.2016. године, одлуком број 8/20-01-001/16-027, дало је сагласност на Одлуку о усвајању теме докторске дисертације Душана Петковића под називом „ИЗБОР БИОМАТЕРИЈАЛА – вишекритеријумска анализа и развој система за подршку одлучивању“, на Машинском факултету у Нишу. На истој седници, донета је и одлука број 8/20-01-001/16-028 о именовању др Горана Раденковића, ванредног професора Машинског факултета Универзитета у Нишу, за ментора докторске дисертације Душана Петковића на Машинском факултету у Нишу, са претходно наведеним називом.

Душан Петковић поднео је 30.08.2016. године Одсеку за наставна и студентска питања Машинског факултета у Нишу Захтев (број 612-531/2016) за одређивање Комисије за оцену и одбрану докторске дисертације.

Наставно-научно веће Машинског факултета у Нишу, на седници која је одржана 15.09.2016. године, предложило је Комисију за оцену и одбрану докторске дисертације Душана Петковића, под називом „ИЗБОР БИОМАТЕРИЈАЛА – вишекритеријумска анализа и развој система за подршку одлучивању“ у саставу: др Горан Раденковић, ванредни професор (ментор) Машинског факултета Универзитета у Нишу, др Мирослав Трајановић, редовни професор Машинског факултета Универзитета у Нишу, др Фатима Живић, научни сарадник Факултета инжењерских наука Универзитета у Крагујевцу, др Милорад Митковић, редовни професор Медицинског факултета Универзитета у Нишу и дописни члан САНУ и др Мирослав Радовановић, редовни професор Машинског факултета Универзитета у Нишу.

Научно-стручно веће за техничко-технолошке науке Универзитета у Нишу, на седници која је одржана 26.10.2016. године, донело је Одлуку (број 8/20-01-007/16-020) о именовању Комисије за оцену и одбрану докторске дисертације на Машинском факултету у Нишу, кандидата Душана Петковића, под називом „ИЗБОР БИОМАТЕРИЈАЛА – вишекритеријумска анализа и развој система за подршку одлучивању“ у саставу: др Горан Раденковић, ванредни професор (ментор) Машинског факултета Универзитета у Нишу, др Мирослав Трајановић, редовни професор Машинског факултета Универзитета у Нишу, др Фатима Живић, научни сарадник Факултета инжењерских наука Универзитета у Крагујевцу, др Милорад Митковић, редовни професор Медицинског факултета Универзитета у Нишу и дописни члан САНУ и др Мирослав Радовановић, редовни професор Машинског факултета Универзитета у Нишу.

Душан Петковић је првопотписани аутор два рада, која су објављена у часописима са импакт фактором (на SCI листи) из области којој припада тема докторске дисертације, првопотписани је аутор једног објављеног рада из области којој припада тема докторске дисертације, у часопису који издаје Универзитет у Нишу.

На основу свега наведеног, Душан Петковић, дипл. инж. маш., испуњава све услове за оцену и одбрану докторске дисертације, који су прописани Законом о високом образовању, Статутом Универзитета у Нишу и Статутом Машинског факултета у Нишу.

ВРЕДНОВАЊЕ ПОЈЕДИНИХ ДЕЛОВА ДОКТОРСКЕ ДИСЕРТАЦИЈЕ

Кратак опис појединих делова дисертације

Докторска дисертација садржи: резиме на српском и енглеском, 8 поглавља, 4 прилога, списак коришћене литературе (248 цитираних библиографских јединица) и биографију аутора.

У уводном поглављу наведени су основни појмови и дефиниције, везане за материјале и приказан историјски развој материјала. Након тога, приказана је подела материјала на групе, те свака од њих укратко описана. Потом су дефинисана својства материјала и наведена нека од њих. У овом поглављу је описана разлика између науке о материјалима и инжењерства материјала. Описан је значај изучавања материјала и потребе за правилним избором материјала. Сходно томе, процес избора материјала мора бити базиран на методама које се користе при тзв. вишекритеријумском одлучивању.

У другом поглављу (*Избор материјала*) детаљно је описан значај правилног избора материјала, као и сам процес избора материјала. Наведене су и описане фазе у процесу избора материјала. У оквиру овог поглавља, детаљније су разматране методе за иницијалну селекцију (скрининг) материјала.

У трећем поглављу (*Основе теорије одлучивања*) наведени су основни појмови у теорији одлучивања, наведене су фазе у процесу одлучивања и врсте одлука. У оквиру овог поглавља, описан је проблем вишекритеријумског одлучивања, где су најпре приказани математички модели вишекритеријумског одлучивања, са посебним освртом на модел вишекритеријумске анализе. Детаљно је описана процедура вишекритеријумске анализе, почев од дефинисања и структуре модела, преко алтернатива и критеријума, до атрибута и скала за мерење перформанси алтернатива. Такође су описане фази скале и скале за поређење по паровима.

Наслов четвртог поглавља је: *Методе вишекритеријумске анализе за избор материјала*. На почетку овог поглавља образложена је оправданост коришћења вишекритеријумске анализе за избор материјала. Потом је приказан детаљан преглед и анализа досадашњих истраживања у овој области. На основу анализе, дефинисане су недовољно истражене области и тема докторске дисертације. Након тога су детаљно описане методе вишекритеријумске анализе које су коришћене у дисертацији - *Проширена TOPSIS*, *Проширена WASPAS* и *Свеобухватна VIKOR* метода. Потом је описана коришћена методологија одређивања тежинских коефицијената критеријума. На крају је описан поступак одређивања збирног ранга алтернатива код сложених проблема избора материјала.

У петом поглављу (*Биоматеријали*), најпре је приказан историјски аспект и значај развоја биоматеријала. Потом су

наведене дефиниције, класификација и примена биоматеријала. Описана су неопходна својства биоматеријала, са свим специфичностима које их прате. У оквиру овог поглавља детаљно су описане три класе металних биоматеријала: нерђајући челици, титан и његове легуре и суперлегуре кобалта.

У шестом поглављу (*Избор биоматеријала применом метода вишекритеријумске анализе*) приказан је процес избора биоматеријала помоћу развијене методологије (описане у четвртном поглављу), за следеће студије случаја: (1) плочица за фиксацију прелома кости, (2) тело ендопротезе кука и (3) феморална компонента ендопротезе колена. Изведена је иницијална селекција биоматеријала и формирана листа потенцијалних кандидата. Након тога, за све три студије случаја, су приказани резултати рангирања материјала, добијени помоћу *Проширене TOPSIS*, *Проширене WASPAS* и *Свеобухватне VIKOR* методе. За сваки случај понаособ, упоређени су резултати рангирања. Изведена је анализа и дискусија добијених резултата а затим предложени најпогоднији биоматеријали.

У седмом поглављу (*Развој система за подршку одлучивању*) најпре су наведени и објашњени основни појмови везани за системе за подршку одлучивању. Потом је детаљно описан развијени систем за подршку одлучивању – *MCDM Solver*, начин коришћења и могућност примене. Приказан је општи алгоритам, затим алгоритми за одређивање субјективних и објективних тежинских коефицијената критеријума, те алгоритми за *Проширену TOPSIS*, *Проширену WASPAS* и *Свеобухватну VIKOR* методу. На крају је изведена верификација развијеног *MCDM Solver*-а, на студијама случајева код којих су сва неопходна срачунавања изведена поступно и без помоћи система за подршку одлучивању (што је описано у шестом поглављу).

У осмом поглављу наведени су закључци до којих је аутор дошао у току рада на изради дисертације и правци даљих истраживања.

ВРЕДНОВАЊЕ РЕЗУЛТАТА ДОКТОРСКЕ ДИСЕРТАЦИЈЕ

Ниво остваривања постављених циљева из пријаве докторске дисертације

Кандидат је успешно остварио постављене циљеве из пријаве докторске дисертације. Најпре је развијен методолошки оквир, који се може користити за избор биоматеријала са свим специфичностима. Прецизније, поред две постојеће методе, развијена је Свеобухватна WASPAS метода, тако да се може користити за проблеме вишекритеријумске анализе са циљаним критеријумима. Поред тога, развијена је методологија одређивања тежинских коефицијената критеријума (на бази методе стандардне девијације и MDL методе), која је општег карактера и уведен појам степена сигурности доносиоца одлуке у значајност критеријума. На тај начин се увек могу одредити тежински коефицијенти критеријума, са већом поузданошћу.

Један од циљева, који је остварен, огледа се у анализи избора биоматеријала, на основу постојећих података у литератури о комерцијално доступним биоматеријалима, за три најчешће коришћена ортопедска имплантата: (1) плочица за унутрашњу фиксацију прелома кости, (2) тело ендопротезе кука и (3) феморални део ендопротезе колена. Том приликом направљена је база података о металним биоматеријалима, тако да се они могу рангирати применом метода вишекритеријумске анализе.

Развијен је "on-line" систем за подршку одлучивању - *MCDM Solver*. Претходне три студије случајева избора биоматеријала решене су и уз помоћ развијеног система за подршку одлучивању, те на тај начин изведена његова провера и валидација. Развијени *MCDM Solver* има општи карактер - његова примена није ограничена само на избор материјала, већ се може користити за све проблеме вишекритеријумске анализе.

Поред поменутих основних циљева, ова докторска дисертација имала је за циљ и подстицање истраживања у области биоматеријала, као и примену савремених информационих технологија у области инжењерства материјала, што је у овом случају свакако постигнуто.

Вредновање значаја и научног доприноса резултата дисертације

Тема докторске дисертације је изузетно значајна и актуелна, како у научном тако и у практичном погледу. Део резултата из истраживања у оквиру докторске дисертације је већ верификован кроз публикавање у међународним часописима и презентовање на међународним конференцијама. Поднета докторска дисертација представља оригиналан и вредан научни и стручни допринос, те као најзначајније резултате треба нагласити:

- Развијен је методолошки оквир, који се може користити за избор биоматеријала са свим пратећим специфичностима.
- Развијена је *Свеобухватна WASPAS метода*, која се може користити за проблеме вишекритеријумске анализе са циљаним критеријумима.
- Развијена је методологија за поуздано и тачно одређивање тежинских коефицијената критеријума.
- Детаљно су приказане три студије случаја избора биоматеријала, који се најчешће користе за лечење и замену чврстих ткива.
- Развијен је "on-line" систем за подршку одлучивању- *MCDM Solver*, у коме корисник учитава своју базу података.
- *MCDM Solver* има флексибилну и лако надоградиву архитектуру, тако да омогућује укључивање нових модела до којих се буде дошло у будућности.
- Развијени систем за подршку одлучивању је општег карактера - може се користити за све проблеме вишекритеријумске анализе.

Оцена самосталности научног рада кандидата

На основу познавања рада кандидата чланови Комисије констатују да је Душан Петковић показао висак ниво самосталности, креативности и систематичности у истраживачком раду. Кандидат је показао способност анализе литературе, научних сазнања и експерименталних резултата из истраживачке области, уз оригиналност у креирању и исказивању својих научно-истраживачких резултата. Показао је да поседује потребна мултидисциплинарана знања и способност њихове синтезе током израде докторске дисертације.

ЗАКЉУЧАК

На основу анализе достављене докторске дисертације и увида у публиковане научне радове кандидата, чланови Комисије за оцену и одбрану докторске дисертације сагласни су да поднета докторска дисертација у потпуности одговара теми, која је одобрена од стране Наставно-научног већа Машинског факултета у Нишу и Научно-стручног већа за техничко-технолошке науке Универзитета у Нишу и представља оригинални и вредни научни допринос у области избора материјала, биоматеријала и примене метода вишекритеријумске анализе.





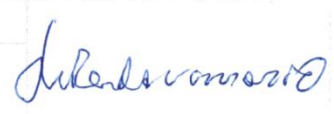
Имајући у виду све претходно наведене чињенице, чланови Комисије за оцену и одбрану докторске дисертације предлажу Наставно-научном већу Машинског факултета у Нишу и Научно-стручном већу за техничко-технолошке науке Универзитета у Нишу, да докторску дисертацију Душана Петковића, дипл. инж. маш., под називом:

„ИЗБОР БИОМАТЕРИЈАЛА – Вишекритеријумска анализа и развој система за подршку одлучивању“
прихвати и позове кандидата на усмену одбрану.

КОМИСИЈА

Број одлуке НСВ о именовању Комисије **8/20-01-007/16-020**

Датум именовања Комисије **26. 10. 2016. године**

Р. бр.	Име и презиме, звање		Потпис
1.	др Горан Раденковић, ванредни професор Производни системи и технологије <small>(Научна област)</small>	Машински факултет Универзитета у Нишу <small>(Установа у којој је запослен)</small>	председник, ментор 
2.	др Мирослав Трајановић, редовни професор Производни системи и технологије <small>(Научна област)</small>	Машински факултет Универзитета у Нишу <small>(Установа у којој је запослен)</small>	члан 
3.	др Фатима Живић, научни сарадник Производно машинство и индустријски инжењеринг <small>(Научна област)</small>	Факултет инжењерских наука Универзитета у Крагујевцу <small>(Установа у којој је запослен)</small>	члан 
4.	др Милорад Митковић, редовни професор и дописни члан САНУ Хирургија са ратном хирургијом – ортопедија и трауматологија <small>(Научна област)</small>	Медицински факултет Универзитета у Нишу Српска академија наука и уметности <small>(Установа у којој је запослен)</small>	члан 
5.	др Мирослав Радовановић, редовни професор Производни системи и технологије <small>(Научна област)</small>	Машински факултет Универзитета у Нишу <small>(Установа у којој је запослен)</small>	члан 

Датум и место:

06. 12. 2016., у Нишу и Крагујевцу

Изјава 1.

ИЗЈАВА О АУТОРСТВУ

Изјављујем да је докторска дисертација, под насловом:

„ИЗБОР БИОМАТЕРИЈАЛА – Вишекритеријумска анализа и развој система за подршку одлучивању“

која је одбрањена на Машинском факултету Универзитета у Нишу:

- резултат сопственог истраживачког рада;
- да ову дисертацију, ни у целини, нити у деловима, нисам пријављивао на другим факултетима, нити универзитетима;
- да нисам повредио ауторска права, нити злоупотребио интелектуалну својину других лица.

Дозвољавам да се објаве моји лични подаци, који су у вези са ауторством и добијањем академског звања доктора наука, као што су име и презиме, година и место рођења и датум одбране рада, и то у каталогу Библиотеке, Дигиталном репозиторијуму Универзитета у Нишу, као и у публикацијама Универзитета у Нишу.

У Нишу, 06.03.2017. год.

Потпис аутора дисертације:



Душан Љ. Петковић

Изјава 2.

**ИЗЈАВА О ИСТОВЕТНОСТИ ЕЛЕКТРОНСКОГ И ШТАМПАНОГ ОБЛИКА
ДОКТОРСКЕ ДИСЕРТАЦИЈЕ**

Наслов дисертације:

„ИЗБОР БИОМАТЕРИЈАЛА – Вишекритеријумска анализа и развој система за подршку одлучивању“

Изјављујем да је електронски облик моје докторске дисертације, коју сам предао за уношење у **Дигитални репозиторијум Универзитета у Нишу**, истоветан штампаном облику.

У Нишу, 06.03.2017. год.

Потпис аутора дисертације:



Душан Љ. Петковић

Изјава 3:

ИЗЈАВА О КОРИШЋЕЊУ

Овлашћујем Универзитетску библиотеку „Никола Тесла“ да у Дигитални репозиторијум Универзитета у Нишу унесе моју докторску дисертацију, под насловом:

„ИЗБОР БИОМАТЕРИЈАЛА – Вишекритеријумска анализа и развој система за подршку одлучивању“

Дисертацију са свим прилозима предао сам у електронском облику, погодном за трајно архивирање.

Моју докторску дисертацију, унету у Дигитални репозиторијум Универзитета у Нишу, могу користити сви који поштују одредбе садржане у одабраном типу лиценце Креативне заједнице (Creative Commons), за коју сам се одлучио.

1. Ауторство **(CC BY)**
2. Ауторство – некомерцијално **(CC BY-NC)**
3. Ауторство – некомерцијално – без прераде **(CC BY-NC-ND)**
4. Ауторство – некомерцијално – делити под истим условима **(CC BY-NC-SA)**
5. Ауторство – без прераде **(CC BY-ND)**
6. Ауторство – делити под истим условима **(CC BY-SA)⁴**

У Нишу, 06.03.2017. год.

Потпис аутора дисертације:



Душан Љ. Петковић

⁴ Аутор дисертације обавезан је да изабере и означи (заокружи) само једну од шест понуђених лиценци; опис лиценци дат је у наставку текста.

ТИПОВИ ЛИЦЕНЦИ КРЕАТИВНЕ ЗАЈЕДНИЦЕ⁵

1. Ауторство (CC BY)

Дозвољаваате умножавање, дистрибуцију и јавно саопштавање дела, и прераде, ако се наведе име аутора, на начин одређен од аутора или даваоца лиценце, чак и у комерцијалне сврхе. Ово је најслободнија од свих лиценци.

2. Ауторство – некомерцијално (CC BY-NC)

Дозвољаваате умножавање, дистрибуцију и јавно саопштавање дела, и прераде, ако се наведе име аутора, на начин одређен од аутора или даваоца лиценце. Ова лиценца не дозвољава комерцијалну употребу дела.

3. Ауторство – некомерцијално – без прерада (CC BY-NC-ND)

Дозвољаваате умножавање, дистрибуцију и јавно саопштавање дела, без промена, преобликовања или употребе дела у свом делу, ако се наведе име аутора, на начин одређен од аутора или даваоца лиценце. Ова лиценца не дозвољава комерцијалну употребу дела. У односу на све остале лиценце, овом лиценцом се ограничава највећи обим права коришћења дела.

4. Ауторство – некомерцијално – делити под истим условима (CC BY-NC-SA)

Дозвољаваате умножавање, дистрибуцију и јавно саопштавање дела, и прераде, ако се наведе име аутора, на начин одређен од аутора или даваоца лиценце, и ако се прерада дистрибуира под истом или сличном лиценцом. Ова лиценца не дозвољава комерцијалну употребу дела и прерада

5. Ауторство – без прерада (CC BY-ND)

Дозвољаваате умножавање, дистрибуцију и јавно саопштавање дела, без промена, преобликовања или употребе дела у свом делу, ако се наведе име аутора, на начин одређен од аутора или даваоца лиценце. Ова лиценца дозвољава комерцијалну употребу дела.

6. Ауторство – делити под истим условима (CC BY-SA)

Дозвољаваате умножавање, дистрибуцију и јавно саопштавање дела, и прераде, ако се наведе име аутора, на начин одређен од аутора или даваоца лиценце, и ако се прерада дистрибуира под истом или сличном лиценцом. Ова лиценца дозвољава комерцијалну употребу дела и прерада. Слична је софтверским лиценцама, односно лиценцама отвореног кода.

⁵ Више о лиценцама Креативне заједнице на адреси:

http://creativecommons.org.rs/?page_id=74CC. Овај текст НИЈЕ саставни део изјава аутора!