

UNIVERZITET U NOVOM SADU
MEDICINSKI FAKULTET
SMER: KLINIČKA MEDICINA



**UTICAJ METODA OTISKIVANJA I ANGULACIJE
IMPLANATA NA TAČNOST DEFINITIVNOG
RADNOG MODELA ZA IZRADU IMPLANTNO
NOŠENIH ZUBNIH NADOKNADA**

DOKTORSKA DISERTACIJA

Mentori:

Prof. dr Tatjana Puškar
Prof. dr Igor Budak

Kandidatkinja:

Daniela Đurović Koprivica

Novi Sad, 2017. godine

UNIVERZITET U NOVOM SADU
MEDICINSKI FAKULTET

KLJUČNA DOKUMENTACIJSKA INFORMACIJA

Redni broj: RBR	
Identifikacioni broj: IBR	
Tip dokumentacije: TD	Monografska dokumentacija
Tip zapisa: TZ	Tekstualni štampani materijal
Vrsta rada (dipl., mag., dokt.): VR	Doktorska disertacija
Ime i prezime autora: AU	dr Daniela Đurović Koprivica
Mentor (titula, ime, prezime, zvanje): MN	dr Tatjana Puškar, vanredni profesor dr Igor Budak, vanredni profesor
Naslov rada: NR	„Uticaj metoda otiskivanja i angulacije implanata na tačnost definitivnog radnog modela za izradu implantno nošenih zubnih nadoknada”
Jezik publikacije: JP	srpski
Jezik izvoda: JI	srpski / engleski
Zemlja publikovanja: ZP	Republika Srbija
Uže geografsko područje: UGP	Autonomna Pokrajina Vojvodina
Godina: GO	2017.
Izdavač: IZ	autorski reprint
Mesto i adresa: MA	Novi Sad, Medicinski fakultet, Hajduk Veljkova 3

Fizički opis rada: FO	broj poglavlja: 8; stranica: 100; slika: 23; tabela: 21; grafika: 10; referenci: 175; priloga: 1.
Naučna oblast: NO	Stomatološke nauke
Naučna disciplina: ND	Stomatološka protetika, Oralna implantologija, Stomatološki materijali
Predmetna odrednica, ključne reči: PO	Zubni implantati; Nosači zubnih nadoknada; Tehnike uzimanja dentalnog otiska; Implantno nošene zubne nadoknade; Materijali za dentalne otiske
UDK	616.314-089.843 616.314-77
Čuva se: ČU	Biblioteka Medicinskog fakulteta, Hajduk Veljkova 3, Novi Sad, Republika Srbija
Važna napomena: VN	
Izvod: IZ	<p>U uvodnom delu doktorske disertacije opisane su osnovne konvencionalne metode otiskivanja, kao i modifikovane tehnike koje se koriste u savremenoj implant protetici. Prikazana je specifičnost biomehanike implantno nošenih i poduprtih nadoknada u odnosu na biomehaniku nadoknada retiniranih prirodnim zubima. Akcenat je stavljen na kompleksnost problematike postizanja apsolutno pasivnog naleganja nadoknade na nosač implanta (abatment), sa posebnim osvrtom na uticaj same procedure otiskivanja implanata i angulacije implanata na tačnost naleganja. Detaljno su opisani i svi ostali faktori koji mogu da utiču na tačnost radnih modela pri izradi nadoknada na implantima, pozivajući se na aktuelne podatke iz literature i naučno opravdanje za potrebe istraživanja.</p> <p>Cilj rada je bio ispitati uticaj metode otiskivanja, angulacije implanata i vrste otisnog materijala na tačnost definitivnog radnog modela za izradu implantno nošenih zubnih nadoknada.</p> <p>Eksperiment je obavljen u <i>in vitro</i> uslovima. Istraživanje je bazirano na ispitivanju tačnosti otiskivanja pomoću tri različite metode otiskivanja (direktne, indirektne i modifikovane „splint“ metode), dve vrste elastičnih otisnih materijala (adicionog silikona i polietra) i uticaja dve različite grupe implanata (anguliranih od 20° i paralelnih implanata) na tačnost otiskivanja. Master (referentni) model je isplaniran tako da simulira čest klinički slučaj parcijalne bezubosti gornje vilice (klasa Kenedi I), koji je osim dva ugrađena</p>

angulirana implanta sa jedne, i dva paralelna implantata sa druge strane, podrazumevao i prisustvo brušenih zuba, pripremljenih za prihvatanje keramičkog mosta u frontalnoj regiji. Otiskivanje zuba i implantata vršeno je istovremeno i drugi deo istraživanja je obuhvatao ispitivanje uticaja primenjene metode i materijala na tačnost otisnutih površina zuba. Time je prošireno polje istraživanja i omogućeno donošenje zaključka o pravoj indikaciji metode i materijala za otiskivanje konkretnog kliničkog slučaja. Kompletna metodologija izrade master i definitivnih radnih (replika) modela, kao i sama procedura otiskivanja, izvedena je po naj-savremenijim principima istraživanja, uz upotrebu instrumenata i materijala vodećih svetskih proizvođača. Za potrebe analize odstupanja implantata i zuba na replika modelima u odnosu na referentni, modeli su podvrgnuti optičkoj 3D (trodimenzionalnoj) digitalizaciji pomoću dva savremena laboratorijska skenera koje karakteriše izuzetna tačnost skeniranih površina. Prvo je digitalizovan master model za potrebe dobijanja nominalne geometrije, a nakon toga 30 replika modela, za potrebe uporedne geometrijske analize. Analiza je vršena pomoću najnovijeg specijalizovanog softverskog programa, primenom metode CAD-inspekcije (eng. *Computer-Aided Design*). Geometrijska analiza odstupanja brušenih zuba (patrljaka) izvedena je tehnikom preklapanja odnosno superpozicije (eng. *best-fit*) realne geometrije (na replika modelu) sa nominalnom geometrijom (na master modelu). Za razliku od analize patrljaka, za potrebe geometrijske analize odstupanja implantata kreiran je lokalni koordinatni sistem za svaki analizirani implant, pomoću specijalnih abatmenta upotrebljenih za digitalizaciju i uvozom 3D modela implantata iz CAD biblioteke proizvođača. Odstupanja su analizirana u odnosu na centar baze implanta (odstupanje od centra) i u odnosu na centralnu osu implanta (ugao odstupanja), što je omogućilo tačno prostorno orijentisanje implantata na replika modelima u poređenju sa referentnim. Ova metodologija je originalna, jer je u odnosu na metodologije koje su do sada korišćene u svrhu prostorne orijentacije implantata, uvođenjem novih parametara u analizu, omogućila tačnije definisanje prostornog odstupanja analiziranih implantata.

Rezultati dobijeni u istraživanju doveli su do zaključka da metoda otiskivanja i vrsta otisnog materijala utiču na tačnost otiskivanja implantata. Takođe, angulacija implantata od 20° ima veći uticaj na tačnost definitivnih radnih modela u poređenju sa paralelnim

	<p>implantima. Time su potvrđene radne hipoteze doktorske disertacije. „Splint“ metoda otiskivanja i adicijoni silikon izdvojili su se kao najtačniji pri otiskivanju implanata. Kombinacije „splint“ metode sa adicijonim silikonom i polietrom i otvorene metode sa adicijonim silikonom dale su bolje rezultate pri otiskivanju angularanih implanta, dok je u grupi paralelnih implanata zaključeno da metoda i materijal ne utiču na tačnost otiskivanja. „Splint“ i otvorena metoda i adicijoni silikon pružili su najtačnije otiske brušenih zuba. „Splint“ metoda u kombinaciji sa adicijonim silikonom dala je najmanja ukupna odstupanja pri otiskivanju implanata i zuba zajedno.</p> <p>Prezentovana studija je specifična, kako po izboru zadatog kliničkog slučaja i uporednoj analizi tačnosti istovremenog otiskivanja implanata i zuba, tako i po samoj metodologiji analiza odstupanja implanata, te predstavlja originalni doprinos naučnoj i stručnoj javnosti.</p>
<p>Datum prihvatanja teme od strane Senata: DP</p>	<p>09. 02. 2017.</p>
<p>Datum odbrane: DO</p>	
<p>Članovi komisije: (ime i prezime / titula / zvanje / naziv organizacije / status) KO</p>	<p>predsednik: dr Dubravka Marković, redovni profesor, Medicinski fakultet, Univerzitet u Novom Sadu</p> <p>član: dr Siniša Mirković, redovni profesor, Medicinski fakultet, Univerzitet u Novom Sadu</p> <p>član: dr Katarina Gerić, redovni profesor, Fakultet tehničkih nauka, Univerzitet u Novom Sadu</p> <p>član: dr Bojana Milekić, docent, Medicinski fakultet, Univerzitet u Novom Sadu</p> <p>član: dr Branislava Petronijević, docent, Medicinski fakultet, Univerzitet u Novom Sadu</p>

UNIVERSITY OF NOVI SAD
FACULTY OF MEDICINE

KEY WORD DOCUMENTATION

Accession number: ANO	
Identification number: INO	
Document type: DT	Monograph documentation
Type of record: TR	Textual printed material
Contents code: CC	Ph. D. Thesis
Author: AU	dr Daniela Djurovic Koprivica
Mentor: MN	Dr.Sc. Tatjana Puskar, associate professor Dr.Sc. Igor Budak, associate professor
Title: TI	„The impact of impression methods and implant angulation to the accuracy of the definitive working cast for the production of implant-supported dental restorations”
Language of text: LT	serbian
Language of abstract: LA	english / serbian
Country of publication: CP	Republic of Serbia
Locality of publication: LP	Autonomous Province of Vojvodina
Publication year: PY	2017.
Publisher: PU	Author reprint
Publication place: PP	21000 Novi Sad, Serbia, Hajduk Veljkova 3

Physical description: PD	Number of chapters: 8; pages: 100; figures: 23; tables: 21; graphics: 10; references: 175; attachments: 1.
Scientific field SF	Dentistry
Scientific discipline SD	Prosthodontics, Oral implantology, Dental materials
Subject, Key words SKW	Dental Implants; Dental Abutments; Dental Impression Technique; Dental Prosthesis, Implant-Supported; Dental Impression Materials
UC	616.314-089.843 616.314-77
Holding data: HD	Library of Medical Faculty, 21000 Novi Sad, Hajduk Veljkova 3, Republic of Serbia
Note: N	
Abstract: AB	<p>The introductory part of the PhD-theses describes fundamental conventional impression methods, as well as modified techniques used in modern-day implant prosthetics. The biomechanics specificity of the implant-supported prosthesis in relation to the biomechanics of natural-teeth retained prosthetics is showed. The emphasis is on the issue's complexity at accomplishing the absolute passive fit of the prosthesis onto the abutment, with particular regard to the impact of the implant impression procedure and implant angulation itself. A detailed description is provided for all other factors which can influence the accuracy of working casts during implant-based dental prosthesis, making reference to the current data in the literature, as well as to the scientific justification for research.</p> <p>The aim of the study was to examine the influence of the impression method, implant angulation and type of the impression material on the accuracy of the definitive working model for production of the implant-supported dental prosthesis.</p> <p>The experiment was conducted in the <i>in vitro</i> conditions. The research is based on examining the impression accuracy by using three different impression methods (direct, indirect, as well as modified "splint" method), by using two types of elastic impression materials (addition silicone and polyether), as well as the impact from two different implant groups (angled at 20°, and parallel ones). Master (referential) model was planned to simulate a common clinical case of the upper jaw partial edentulism (Kennedy 1st class), which</p>

apart from the two angulated implants on one side, and two parallel implants on the other, also presupposed presence of milled teeth, prepared to accept ceramic dental bridge in the frontal region. Impression of teeth and implants was conducted simultaneously, and second part of the research encompassed examination of the applied method's and material's impact onto accuracy of the impressed teeth surfaces. This expanded the research field and enabled drawing conclusions regarding the appropriate method indication and material for impression of a particular clinical case. Complete production methodology of master and definitive working casts (replicas), as well as the impression procedure itself, were all conducted according to the cutting-edge research principles, as well as with the application of instruments and materials of leading world producers.

For the purpose of the analysis of implants and teeth deviation on replica models in relation to the reference model, the models underwent optical 3D (three-dimensional) digitalization by using two state-of-the-art laboratory scanners characterized by exceptional accuracy of scanned surfaces. First model to be digitalized was the master one, in order to obtain nominal geometry, following which 30 model replicas were scanned, for the purpose of comparative geometrical analysis. The analysis was conducted by using latest specialized software designed for CAD (*Computer-Aided Design*) inspection method. Geometric analysis of the milled teeth (tooth abutments) deviation was conducted by using the overlapping superposition technique (*best-fit*) real geometry (on the replica model) with nominal geometry (on the master model). As opposed to the teeth-stump analysis, for the purpose of geometrical analysis of implant deviations, a local coordinate system for each analyzed implant was created, by using special abutments used for digitalization and by importing 3D implant models from the manufacturer's CAD library. Deviations were analyzed in relation to the implant base center (deviation from the center), and in relation to the implant central axis (deviation angle), which enabled accurate implant spatial orientation on the replica models in comparison the referential ones. This methodology is original, since unlike methodologies used so far for implant spatial orientation, it has enabled, through introducing new parameters into analysis, a more accurate defining of analyzed implants spatial deviation.

Results obtained during research have led to the conclusion that that the impression methodology and type

	<p>of the impression material influence the implant impression accuracy. Also, implant angulation of 20° has a higher impact on accuracy of definitive working models in comparison with parallel implants. This confirms the PhD-thesis working hypotheses. The “splint” impression method and addition silicone have excelled as most accurate at implant impression. Combination of “splint” methods with addition silicone and polyether and opened methods with addition silicone proved to obtain better results when impressing angulated implants, while in the group of parallel implants, it was concluded that the method and material do not influence the impression accuracy. The “splint” and the open method and addition silicone provided most accurate imprints of ground teeth. The “splint” method in combination with addition silicone provided the least overall deviation at impression of implants and teeth together.</p> <p>The presented study is a specific one, both in terms of selection of the given clinical case and comparative analysis of the simultaneous impression of teeth and implants, but also in terms of the methodology itself used to analyze implant deviation, which in its own right represents an original contribution to the scientific and expert public.</p>
Accepted on Senate on: AS	09. 02. 2017.
Defended: DE	
Thesis Defend Board: DB	<p>president: Dr.Sc. Dubravka Markovic, full professor, Medical faculty, University of Novi Sad</p> <p>member: Dr.Sc. Sinisa Mirkovic, full professor, Medical faculty, University of Novi Sad</p> <p>member: Dr.Sc. Katarina Geric, full professor, Faculty of technical sciences, University of Novi Sad</p> <p>member: Dr.Sc. Bojana Milekic, assistant professor, Medical faculty, University of Novi Sad</p> <p>member: Dr.Sc. Branislava Petronijevic, assistant professor, Medical faculty, University of Novi Sad</p>

Zahvalnost dugujem:

- *Mentorki, prof. dr sci. Tatjani Puškar, koja je prisutna u mojoj karijeri od samih početaka, kao uzor, učitelj i savetnik i koja je svojim nesebičnim angažovanjem i trudom dala izuzetan doprinos ovoj doktorskoj disertaciji.*
- *Mentoru, prof. dr sci. Igoru Budaku, na ukazanom poverenju, podršci i stručnim sugestijama koje su se odnosile na tehnološke aspekte ove disertacije i doprinele razumevanju same metodologije upotrebljene u istraživanju.*

Visoka stručnost, znanje i kompetentnost mojih mentora, u oblasti kojom se bavi ova doktorska disertacija, učinili su me izuzetno ponosnim i privilegovanim doktorandom, a njihova skromnost i bezrezervna pomoć tokom izrade rada doprinele su da ovo kompleksno istraživanje bude stimulatívno i lako izvodljivo.

Takođe, zahvaljujem se:

- *Prof. dr sci. Siniši Mirkoviću, na stručnoj podršci, savetima i praktičnoj pomoći prilikom istraživanja.*
- *Kompletnom timu odeljenja Stomatološke protetike Klinike za stomatologiju Vojvodine, mojim dragim ljudima koji su, svako na svoj način, doprineli istraživanju i omogućili da mi istraživački period protekne lepo i zabavno.*
- *Divnim drugarima, zubnim tehničarima, bez čije stručne ruke ovo istraživanje ne bi moglo da se izvede.*
- *NS dental studiju, zubotehničkoj laboratoriji u Veterniku i Ivoclar-Vivadent demo centru u Beogradu, na uslužnosti i saradnji.*
- *Mladim kolegama sa Fakulteta tehničkih nauka u Novom Sadu, na ekspeditivnosti tokom izvođenja analiza.*
- *Izuzetnom statističaru, na temeljnim prikazima rezultata i razjašnjenjima svih mojih nedoumica.*
- *Dragim prijateljima, rodbini i svim bliskim ljudima, na razumevanju i podršci u toku izrade rada.*
- *Jovanu, Miletu i Dušici, na svemu.*
- *Mami Ljubici, mojoj zvezdi vodilji, na večitoj inspiraciji.*
- *Mojoj dragoj porodici, na strpljenju, zalaganju i svim žrtvama koje su podneli da bi ova doktorska disertacija bila uspešno realizovana.*

Povećano

Valetu, Danilu, Anđeli i Aleksi,

kaji su obajili i boje moj život najljepšim bojama i njegov su smisao

SADRŽAJ

1. UVOD	1
1.1 Implant protetika	1
1.2 Specifičnost veze endoosealni implant – kost	2
1.3 Biomehanika zubnih nadoknada na implantima	3
1.4 Tačnost naleganja implantno nošene nadoknade na abatment	4
1.5 Otiskivanje u implant protetici	6
1.6 Faktori koji utiču na tačnost definitivnog radnog modela pri izradi implantno nošene zubne nadoknade (pregled literature)	11
1.6.1 Vrsta kašike za otiskivanje	11
1.6.2 Nivo uzimanja otiska (abatment ili implant)	12
1.6.3 Vrsta otisnog materijala	13
1.6.4 Metoda (tehnika) otiskivanja	14
1.6.4.1 Modifikovane tehnike	15
1.6.5 Angulacija implanata	17
2. CILJEVI ISTRAŽIVANJA	21
3. MATERIJAL I METODE	22
3.1 Planiranje i izrada master modela	22
3.2 3D digitalizacija master modela	24
3.3 Preliminarno otiskivanje	26
3.4 Izlivanje preliminarog radnog modela	27
3.5 Izrada individualnih kašika	27
3.6 Definitivno otiskivanje	28
3.7 Izlivanje definitivnih radnih modela	31
3.8 3D digitalizacija definitivnih radnih modela	32

3.9 Geometrijska analiza modela dobijenih 3D digitalizacijom	33
3.9.1 Geometrijska analiza patrljaka	33
3.9.2 Geometrijska analiza implanata	35
3.9.2.1 Priprema virtuelnog master modela	35
3.9.2.2 Priprema virtuelnog eksperimentalnog modela	37
3.9.2.3 Priprema analize odstupanja	37
3.9.2.4 Analiza odstupanja baze skeniranog implanta u odnosu na master model (odstupanje od centra)	38
3.9.2.5 Analiza geometrijskog odstupanja ose omotača skeniranog implanta u odnosu na master model (ugao odstupanja)	38
3.10 Statistička obrada podataka	39
4. REZULTATI	40
4.1 Rezultati prostornog odstupanja implanata	43
4.2 Rezultati odstupanja brušenih patrljaka	58
5. DISKUSIJA	65
5.1 Diskusija metodologije	66
5.2 Diskusija rezultata	76
6. ZAKLJUČCI	84
7. ZAHVALNICA	86
8. LITERATURA	87
PRILOG	101

1. UVOD

1.1 Implant protetika

U savremenoj stomatološkoj praksi u toku planiranja terapije krezubih i bezubih pacijenata indikovanje implantno podržanih i nošenih zubnih nadoknada jedan je od sve češćih pristupa u rehabilitaciji stomatognatnog sistema.

Nedostatak jednog, više ili svih zuba u jednoj ili obe vilice može se nadoknaditi, osim klasičnim fiksnim ili mobilnim nadoknadama, takođe i implantno nošenim ili implantno retiniranim zubnim nadoknadama, čija se vrsta određuje za svaki pojedinačni klinički slučaj. Široki spektar nadoknada, koje protetičaru danas stoje na raspolaganju prilikom planiranja terapijskog pristupa, komplikuje odabir optimalnog protetičkog rada za konkretan klinički slučaj (1).

Sami počeci implant protetike datiraju još od sredine prošlog veka, kada je, iz straha od mogućih komplikacija, samo mali broj stomatologa smeo da se uhvati ukoštac sa tim načinom protetičke rehabilitacije (2). Od 80-ih godina prošlog veka implantologija i implant protetika trpe kontinuirani i brz razvoj, a danas, u drugoj dekadi 21. veka, ugradnja endoosealnih implanata u pripremi protetičke terapije predstavlja jednu od primarnih metoda izbora prilikom rekonstrukcije kako jednog nedostajućeg zuba, manjih i većih bezubih regija, tako i kod totalne bezubosti (1, 2).

Implant protetika dobila je na popularnosti zahvaljujući rezultatima brojnih istraživača koji su dokazali efikasnost ove naučne i kliničke discipline (1, 2). Studije koje su se bavile sistematskim pregledom dostupnih longitudinalnih kliničkih istraživanja, na temu višegodišnje stope preživljavanja ugrađenih endoosealnih implanata, dokazale su da su pojedinačne krunice nošene implantom (eng. *implant-supported single crowns-SCs*), implantom podržane fiksne nadoknade (eng. *implant-supported fixed dental prostheses-FDPs*) i implantom podržane mobilne proteze (eng. *implant-supported removable partial dentures-RPDs*) bezbedna i predvidiva metoda tretmana sa visokim stopama uspešnosti (3–5).

Ovakvi naučni dokazi uticali su na široku primenu implantologije i implant protetike, ali se ne sme zanemariti i određen procenat tehničkih i bioloških komplikacija različitog karaktera i etiologije (3, 4, 6, 7), koje ukazuju na to da je potreban oprezan i promišljen pristup prilikom planiranja i izrade suprastruktura na implantima (4).

Postavljanje prave indikacije i detaljno planiranje, uz multidisciplinarni pristup svakom konkretnom slučaju, jeste pravi put ka uspešnoj terapiji (2). Za preoperativne procedure kao što su pregled, postavljanje dijagnoze i planiranje terapije, protetičaru je neophodna konsultacija sa hirurškim delom implantološkog tima, a u postoperativnim fazama kod izrade privremenog i definitivnog protetičkog rada, saradnja sa zubnim tehničarem (1).

1.2 Specifičnost veze endoosealni implant – kost

Oseointegracija, odnosno biointegritet implanta, zasniva se na pretpostavci da će se u postimplantacionom periodu, procesima remodelacije kosti i osteogeneze, implant integrisati u koštanom tkivu i na taj način preuzeti ulogu retencionog elementa zubne nadoknade.

Proces oseintegracije endoosealnog implanta prolazi kroz nekoliko faza nakon hirurške ugradnje. Prvobitno se u periimplantnoj regiji formira hematoma, koji se nakon dve nedelje organizuje i postepeno prelazi u fibrozno tkivo, čije se ćelije u daljem postimplantacionom periodu diferenciraju, stvarajući novo koštano tkivo. Za ovakav način zarastanja apsolutni uslov je stabilnost implanta i dobra mikrocirkulacija u primajućoj regiji, zbog čega je od izuzetne važnosti tzv. „period mirovanja“, odnosno neopterećenja implanta, u gornjoj vilici 4–6 meseci, a u donjoj 3 meseca nakon ugradnje (1, 2).

Ipak, neretko se dešava da pacijenti izraze želju da iz stomatološke ordinacije, odmah nakon ugradnje jednog ili više implanata, izađu sa izrađenom zubnom nadoknadom. Očekivanja pacijenata su najčešće izuzetno velika, pre svega estetske prirode, ali takođe i u pogledu žvačne sposobnosti, adaptacije na nadoknadu i ukupnog kvaliteta života (8). Kod takvih zahteva, ukoliko uslovi dozvoljavaju, pristupa se imedijatnom (neposrednom) opterećenju implanata i ne obezbeđuje im se tzv. „period mirovanja“. Za uspešnost imedijatne restauracije najbitnija je primarna stabilnost implanata, koja se proverava odmah nakon hirurške ugradnje, a zavisi od mnogobrojnih faktora kao što su: kvalitet periimplantne kosti, intenzitet sile upotrebljene za „zavrtanje“ implanta, veličina i oblik ugrađenog implanta itd. (9). Primarnu stabilnost treba razlikovati od sekundarne stabilnosti. Naime, primarna stabilnost implanata je mehaničke prirode i podrazumeva fiksiranje implanta u primajuću regiju zahvaljujući dejstvu sile upotrebljene za ugradnju implanta i morfoloških karakteristika tela implanta. Njena uloga je da spreči veća pomeranja implanata u primajućoj regiji u periodu remodelovanja stare i formiranja nove kosti, odnosno da obezbedi sekundarnu stabilnost koja predstavlja tzv. „biološku“ stabilnost ili oseointegraciju (9, 10).

Direktna, odnosno kruta veza koja nastaje posredstvom novostvorene kosti, onemogućava pokretljivost oseointegriranih implanata i čini ih ankilotičnim. Za razliku od rigidne veze implanta i periimplantne kosti, prirodni zubi su mnoštvom periodontalnih ligamenata vezani za alveolarnu kost što im omogućava određenu fiziološku pokretljivost pod dejstvom sila kojima su izloženi (2, 11, 12).

Ova specifičnost spoja implant–kost ograničava mogućnost prilagođavanja implanta na distorzione momente koji se javljaju na mestu kontakta implantno nošene nadoknade i nosača nadoknade (u daljem tekstu abatmenta) (13). To je glavni razlog zbog kojeg se planiranju, izradi i opterećenju implantno nošenih nadoknada mora pristupiti vrlo pažljivo u cilju svrsishodne i dugoročne protetičke rehabilitacije.

1.3 Biomehanika zubnih nadoknada na implantima

Endoosealni implanti ugrađeni u cilju nadoknade manjeg ili većeg broja izgubljenih zuba, nakon perioda oseointegracije, bivaju, kao i prirodni zubi, izloženi dejstvu različitih sila koje se javljaju pri funkciji organa mastikatornog sistema (12, 14, 15).

Suprastrukture na implantima ne odstupaju mnogo u smislu dizajna u odnosu na nadoknade nošene prirodnim zubima, ali je, zbog fundamentalnih razlika koje se odnose na biomehaniku nadoknada na implantima i onih na prirodnim zubima, greška pristupiti izradi implantno nošenih nadoknada na isti način kao i konvencionalnih, posebno u pogledu opterećenja (15–17).

Mnoge studije koje su se bavile ispitivanjem stepena mobilnosti dentalnih implanata dokazale su da endoosealni implanti, ipak, poseduju određen stepen pokretljivosti. Neosporno je da postoji velika razlika u mobilnosti između oseointegriranih implanata i prirodnih zuba pod dejstvom sile istog intenziteta. Izmereno je da je prosečna vertikalna pokretljivost prirodnih, zdravih zuba, nezavisno od položaja u zubnom nizu i broja, oblika i površine korena, oko 28 μm , a rigidno vezanih implanata od 2 do 3 μm , pod dejstvom sile od oko 45 N (101 *bf/Pound force*). Veličina horizontalne pokretljivosti kod prirodnih, zdravih zuba varira od 56 do 100 μm , u zavisnosti od položaja u zubnom nizu i karakteristika korena, a kod oseointegriranih implanata kreće se od 40 do 115 μm u mezio-distalnom, a od 11 do 66 μm u labio-lingvalnom smeru, pri dejstvu sile od oko 20 N (2).

Stav istraživača koji su se bavili stepenom mobilnosti oseointegriranih implanata i njegovim uticajem na prenos opterećenja i pritiska žvakanja preko implantno nošenih nadoknada na

supstrukture i okolno tkivo, jeste da se ta pokretljivost ostvaruje najvećim delom zahvaljujući viskoelastičnim svojstvima periimplantne kosti (2, 18–20). To objašnjava i nalaz većeg stepena horizontalne pokretljivosti implanta u mezio-distalnom nego u labio-lingvalnom smeru. Naime, labijalna i lingvalna kortikalna lamela ograničavaju pokrete u tom smeru, jer kortikalna kost ima manje izražena viskoelastična svojstva u odnosu na spongioznu. Dakle, pokretljivost implanta direktno je proporcionalna intenzitetu delujuće sile, a obrnuto proporcionalna gustini kosti i mera je elastične deformacije koštanog tkiva (2).

Veoma aktuelna tema u stručnoj i naučnoj javnosti jeste opterećenje i adaptacija implanta i periimplantnog tkiva na napone koji se javljaju pri funkcijama orofacijalnog sistema. Mnogi faktori mogu da utiču na ponašanje implanta i primajuće regije u funkciji i sve češće su predmet istraživanja. Naime, biomehanika implantnog sistema može da zavisi od: dizajna implantno nošene nadoknade i tehnike definitivnog otiskivanja (17), broja, rasporeda i angulacije implanata (21, 22), splintovanja implantnih suprastruktura (povezivanja u blok) (23), dimenzija implanata (24), vremena proteklog između implantacije i okluzalnog opterećenja i tipa okluzije (25, 26), dimenzije krunice na implantu i načina spajanja implanta i krunice (27–29), itd.

Zaključci doneseni na osnovu rezultata dobijenih fotoelastičnim metodama i metodama konačnih elemenata o biomehanici na implantima vrlo su značajni i korisni za razumevanje i predviđanje funkcionalnosti implantno nošene nadoknade (30), ali ne mogu se smatrati konačnim i neophodno je potvrditi ih kliničkim istraživanjima (1).

1.4 Tačnost naleganja implantno nošene nadoknade na abatment

Implantno nošene zubne nadoknade, proizvedene konvencionalnom metodom, izrađuju se u zubotehničkoj laboratoriji, indirektno, na modelu koji treba verno da reprodukuje morfologiju, položaje i međusobne odnose preostalih zuba, implanata, rezidualnih alveolarnih grebena i okolnih mekih tkiva, kakvi postoje u ustima pacijenta (1).

Klinički i laboratorijski postupci u implant protetici mnogobrojni su i veoma zahtevni. Svaka faza može dovesti do pozicione distorzije i posledičnog neslaganja između implantno nošene nadoknade i abamenta (4, 31). Dokazano je da određen nivo neslaganja može biti tolerisan od strane periimplantne kosti, bez negativnih biomehaničkih komplikacija (31, 32). Međutim, nijedna studija još uvek nije naučno definisala i kvantifikovala minimalan prag biološke tolerancije na fenomen neslaganja suprastrukture i implantnih komponenata (32). Na osnovu

onoga što je poznato i na osnovu raspoloživih metoda procene neslaganja, nivo biološke podnošljivosti još nije moguće tačno i precizno odrediti i svi aktuelni podaci o dozvoljenoj granici neslaganja više su empirijskog nego naučnog karaktera (31–33).

Dugotrajnost implantno nošenih nadoknada usko je povezana sa sposobnošću implantnog sistema da podnese okluzalna opterećenja bez prekomernog naprezanja i proizvodnje ekstenzivnih sila u periimplantnoj koštanoj regiji i na mestu spoja abatmenta i nadoknade (4).

Mnoge strategije uvedene su radi poboljšanja tačnosti naleganja implantno nošenih nadoknada na abatment. Većina je usmerena na proceduru otiskivanja i izradu definitivnog radnog modela, s obzirom na stav da su neslaganja najčešće posledica greške u tim fazama izrade nadoknade. Predložene metode sa ciljem optimiziranja nivoa neslaganja jesu modifikacije tehnika otiskivanja, upotreba krućih otisnih materijala i izlivanje definitivnih radnih modela u gipsu velike tvrdoće i dobrih reproduktivnih karakteristika. Takođe, preporučuju se i široko primenjuju razne vrste kliničkih metoda za procenu i kompenzaciju stepena netačnosti naleganja, kao što su: metoda naizmeničnog pritiska, metoda vizuelizacije i taktilne osetljivosti, radiografska metoda, test jednog zavrtnja (eng. *Sheffield one screw test*), tehnika procene otpora zavrtnja dopunjena raznim indikator pastama (eng. *Fit Checker method*) itd. (31). Ipak, pregledom dostupne literature ustanovljeno je da je apsolutno pasivno naleganje i dalje cilj koji je gotovo nemoguće postići (31, 32).

Problem nemogućnosti obezbeđenja apsolutno pasivnog naleganja nadoknade na abatment više je izražen kod implantno nošenih nadoknada fiksiranih zavrtnjem, nego kod onih fiksiranih cementom, jer je kod njih, usled nepostojanja prostora za cement, veća i potreba za tačnošću naleganja. Mnoga istraživanja su dokazala povećan rizik od komplikacija kod nadoknada fiksiranih zavrtnjem, pre svega tehničke prirode, kao što su odvrtnje ili gubitak zavrtnja, pucanje estetskog dela nadoknade zbog redukovane okluzalne površine ili lokacije zavrtnja na nepovoljnom mestu, fraktura mezostrukture itd. (7, 29, 32).

U najnovijoj kliničkoj retrospektivnoj studiji, *De Araujo Nobre i sar.*, o proceni i stratifikaciji faktora rizika za periimplantne komplikacije, koja je obuhvatala 1.275 pacijenata, nepostojanje pasivnog naleganja implantno nošene nadoknade na abatment i optimalnog odnosa između komponenata zavrtnja, pominju se kao jedni od najčešćih uzroka neželjenih efekata i opisuju kao faktori na koje se može uticati poboljšanjem kliničkih postupaka u toku izrade nadoknade (6).

Precizan i tačan otisak je najznačajnija karika u lancu protetičke rehabilitacije stomatognatnog sistema pomoću zubnih nadoknada nošenih implantima. Ovaj klinički postupak u

izradi suprastruktura na implantima ima direktan uticaj na odnos implantno nošene nadoknade i abatmenta (34, 35). Zato je otiskivanje u implantologiji izuzetno aktuelna tema u stručnoj i naučnoj javnosti i predmet je istraživanja ove doktorske disertacije.

1.5 Otiskivanje u implant protetici

U savremenoj stomatologiji, otiskivanje implanata može da se izvrši digitalnom metodom (metoda intraoralnog ili ekstraoralnog skeniranja) i konvencionalno, gde kliničaru na raspolaganju stoje dve osnovne metode (otvorena i zatvorena metoda) i modifikovane tehnike, kako otvorene, tako i zatvorene metode (1, 2, 36–40).

U procesu izrade implantno nošene nadoknade potrebno je obaviti što tačnije otiskivanje, izraditi model vilice na kom se izrađuje nadoknada i model antagonista i uneti ih u odgovarajući artikulator.

Za definitivno otiskivanje implanata mogu se koristiti standardne kašike, plastične ili metalne i individualno izrađene kašike, uglavnom od autopolimerizujućih, fotopolimerizujućih ili termoplastičnih akrilatnih smola, za dati klinički slučaj (36). Ukoliko se za definitivni otisak koriste individualne kašike, prvi korak je uvek preliminarni otisak, nakon ugradnje implanata. Izlivanjem preliminarnog otiska dobijamo radni model na kome će se izraditi individualna kašika za tačno otiskivanje kakvo je potrebno za dobijanje definitivnog modela za izradu implantno nošene nadoknade (1).

Definitivni otisak ima za cilj prenošenje tačne odnosno identične pozicije otiskivanog implanta u odnosu na ostale anatomske strukture na radni model (1).

Konvencionalne metode otiskivanja položaja implanata mogu da se izvrše u vreme hirurške ugradnje ili, češće, nakon perioda oseointegracije implanta. Bazirane na nivou na kom se otiskuje, „postoseintegracione“ metode dele se na otiskivanje na nivou implanta i otiskivanje na nivou abatmenta (2, 36).

Otisak na nivou implanta ima za cilj postavljanje analoga implanta koji imitira telo implanta na gipsanom radnom modelu i ima ulogu da osim prostorne orijentacije tela implanta na radni model prenese i mekotični periimplantni profil. Otisak na nivou implanta može se uzeti korišćenjem otvorene ili zatvorene, standardne ili individualne kašike (1, 36).

Otisak na nivou abatmenta koristi replike abatmenta na gipsanom radnom modelu, koje imitiraju nosače nadoknada, dakle, osim prostorne orijentacije abatmenta, dobija se i informacija o njegovom obliku (36). Abatmenti (nosači nadoknade) predstavljaju transmukozne i supragingivalne delove implanata za koje će biti fiksirane trajne zubne nadoknade i imaju funkciju preparisanih zuba u konvencionalnoj protetici. Postoje u različitim oblicima i veličinama i mogu se koristiti u izvornom ili modifikovanom obliku. Izbor abatmenta zavisi od vrste i širine implanata, visine gingive i razlike u položaju osovine implanta i potrebnom položaju osovine buduće zubne nadoknade, odnosno u potrebnom položaju samog abatmenta (1, 2).

Prema „transfer“ sistemu, odnosno tipu prenosnika koji se koristi pri otiskivanju, „post-oseointegracione“ metode dele se na direktnu, otvorenu (eng. *Pick-up*) metodu i indirektnu, zatvorenu (eng. *Transfer*) metodu (1, 2, 36).

Izbor sistema prenosnika zavisi od primenjenog implantnog sistema i odabrane metode otiskivanja. Prenosnici su pomoćni elementi koji imaju ulogu prenošenja prostornog položaja implanta ili položaja i oblika abatmenta u odnosu na okolne tkivne strukture. Pre definitivnog otiskivanja potrebno je odabrati odgovarajuće prenosnike (transfer sistem) koji se određuju u odnosu na svaki pojedinačni klinički slučaj. Kliničaru stoje na raspolaganju prenosnici kod kojih se koristi otvorena metoda otiskivanja ili prenosnici kod kojih se koristi zatvorena metoda otiskivanja (1).

Elementi transfer sistema, prenosnici, mogu da se nađu u raznim oblicima i veličinama, mogu biti izrađeni od raznih vrsta materijala (metala, plastike), što direktno zavisi od tehnike otiskivanja. Suština je da prenosnici čija je namena da ostanu u ustima nakon otiskivanja moraju imati zaobljene površine i blagu koničnost aksijalnih površina (eng. *Tapered copings*), da bi otisnom materijalu mogli da obezbede lako odvajanje i ostanu fiksirani za telo implanta ili abatment. Sa druge strane, prenosnici čija je namena obezbeđivanje sigurnog položaja u otisku i odvajanje od tela implanta ili abatmenta nakon vađenja otiska iz usta pacijenta, imaju paralelne aksijalne površine (eng. *Squared copings*) i manji ili veći broj podminiranih mesta koja omogućavaju otisnom materijalu da ga obuhvate što većom površinom i odignu zajedno sa otiskom (1, 2, 36).

Indirektna metoda, tzv. metoda prenošenja (eng. *Transfer*), koristi prenosne kapice koje su zavrtnjem fiksirane za implante i ostaju u ustima pacijenta nakon uzetog otiska, što im olakšava njihova konična morfologija i zaobljene ivice (eng. *Tapered copings*). Otisci se uzimaju u zatvorenoj kašici, standardnoj ili individualno izrađenoj na preliminarnom radnom modelu. Nakon otiskivanja prenosnici se skidaju sa implanta i povezuju sa implantnim analogima, da bi

se postavili u svoje impresije u otisku pre izlivanja definitivnog radnog modela (1, 2, 36). Često prenosnici namenjeni za otiskivanje ovom metodom osim koničnosti i zaobljenih ivica imaju i kuglicu ili neku formu proširenja u koronarnom delu, u cilju lakšeg vraćanja u impresije u otisku zahvaljujući elastičnoj deformaciji materijala, a sledstveno tome imaju i bolju retenciju u otisku nakon elastičnog povraćaja materijala (36).

„Klik“ tehnika otiskivanja (u daljem tekstu: klik tehnika, klik metoda; eng. *Snap-on/press fit*) modifikovana je indirektna metoda koja koristi plastične kapice koje se nanose na rub vrata implanta i vertikalnim i horizontalnim pokretima i pritiskom fiksiraju za implant, uz pojavu karakterističnog „klik“ zvuka, kao znaka za njihovo pravilno pozicioniranje (1). Ova modifikacija ima za cilj poboljšanje tačnosti pozicioniranja analoga implanta, budući da kapice ostaju u otisku. Otiskivanje se vrši takođe zatvorenom, standardnom ili individualnom, kašikom, a kapice su tako dizajnirane da omogućavaju lakše odizanje zajedno sa otiskom (1, 36, 41).

Direktna metoda naziva se još i metoda dizanja (eng. *Pick-up*), jer podrazumeva primenu transfer kapica ili prenosnika koji se nakon završenog otiskivanja i vezivanja materijala „odižu“ od implanta i ostaju u samom otisku (eng. *Squared copings*) (36). Ova metoda koristi tzv. otvorenu kašiku (standardnu ili individualnu) koja je u delu zubnog luka gde su locirani implant perforirana, kako bi prenosnici mogli da se oslobode pre vađenja otiska iz usta pacijenta. Prenosnici se zavrtnjem fiksiraju za telo implanta ili abatment čiji koronarni krajevi moraju biti oslobođeni otvorom na kašici, otisni materijal se prvobitno špricom nanosi oko prenosnika, a potom nanosi na kašiku i otiskivanje može da se izvrši (42). Pre konačnog vezivanja materijala, zavrtnji prenosnika se odvijaju, da bi se omogućilo njihovo odizanje zajedno sa otiskom. Automatsko pozicioniranje prenosnika u otisku čini ovu metodu direktnom (36). Nakon odvajanja otiska, za svaki prenosnik se fiksiraju analog implantnog nosača i tela, ili samo tela implanta, istim zavrtnjem i istom jačinom kojom je prenosnik bio fiksiran u ustima (1, 2, 36, 42).

Modifikacija direktne metode je tzv. „splint tehnika“ (u daljem tekstu: splint tehnika, splint metoda). Osnovni princip ove tehnike je spajanje svih prenosnika međusobno, uz korišćenje krutog materijala, u cilju sprečavanja njihovog individualnog pomeranja za vreme otiskivanja i u momentu odvajanja otiska (40). U te svrhe koristi se dentalni konac, kojim se povezuju svi prenosnici, a potom se smesa autopolimerizujućeg akrilata nanosi preko konca, čime se formira čvrst akrilatni blok koji povećava stabilnost prenosnika u otisku. Uloga dentalnog konca je da polimerizacionu kontrakciju akrilata svede na najmanju moguću meru i time spreči mikropomeranja na nivou prenosnika, s ciljem da se poboljšaju tačnost i preciznost otiskivanja (1, 36). Materijali koji se mogu koristiti za povezivanje (u daljem tekstu: splintovanje) prenosnika najčešće su autopolimerizujući akrilat, ređe svetlosno ili dual polimerizujuće akrilatne

smole (43). Da bi se što više uticalo na negativne efekte koje može da izazove polimerizaciona kontrakcija akrilatnih smola, neretko se kao dopunska procedura ove tehnike izvodi presecanje akrilatnog bloka i, nakon predviđenog perioda potrebnog za kontrakciju pri polimerizaciji, presečeno mesto popunjava se akrilatom formirajući novi blok (43, 44).

Dve osnovne, konvencionalne metode otiskivanja u implant protetici široko su klinički prihvaćene, mada postoje velike razlike, kako u postavljanju indikacije i vrste prenosnog sistema, tako i u tačnosti otiskivanja između ova dva načina prenošenja pozicije implanata na radni model (2, 36).

Razlike između ove dve metode i njihove prednosti i nedostaci prikazani su u Tabeli 1 (36).

Tabela 1. Osnovne razlike između indirektna (zatvorena) i direktna (otvorena) metode otiskivanja

	INDIREKTNA	DIREKTNA
Tip kašike	Zatvorena	Otvorena
Prenosnici	Okrugli/konični (<i>tapered</i>)	Kockasti/podminirani (<i>squared</i>)
Veličina maksimalnog otvaranja usta	Indikovana kod ograničenog otvaranja usta	Zahteva više prostora za manipulaciju (odvrtnje prenosnika)
Mogućnost splintovanja prenosnika	Ne postoji	Postoji
Tačnost otiskivanja	1. Podložnija distorziji zbog vraćanja prenosnika u otisak 2. Klik tehnika povećava tačnost	1. Manja distorzija zbog zadržavanja prenosnika u otisku 2. Splintovanje prenosnika povećava tačnost
Angulirani implant	Lakša manipulacija	Otežana manipulacija
Duboko postavljeni implant	Kontraindikovana	Indikovana
Prednost	Brža metoda, lakše izvodljiva	Daje tačnije otiske, sa manjim deformacijama
Mana	Mogućnost rotacionih pokreta prenosnika prilikom spajanja implantnog analoga, što rezultira manjom tačnošću	Potreba za izradom individualne kašike radi što tačnijeg otiskivanja

Materijali koji se koriste za konvencionalno otiskivanje u savremenoj implantnoj protetici su adicioni silikoni (*polyvinyl siloxane – PVS*) i polietri (*polyether – PE*). Dobre osobine ovih materijala, kao što su veliki stepen tačnosti i preciznosti, elastičnost i brz elastični oporavak, dimenziona stabilnost, manja kontrakcija pri polimerizaciji, uticale su da ova dva materijala postanu materijali izbora za otiskivanje implantnih sistema (1, 45, 46). Prema ADA specifikaciji (*American Dental Association*), elastični otisni materijali koji se koriste u fiksnoj i implant protetici, moraju da reprodukuju fine detalje od oko 25 μm . Adicioni silikoni manje viskoznosti imaju dokazanu tačnost reprodukovanja detalja 1–2 μm , što ukazuje na njihove izuzetno dobre osobine (47, 48).

Dimenziona stabilnost materijala podrazumeva mogućnost očuvanja tačnosti reprodukovanih detalja u funkciji vremena, a adicioni silikoni i polietri imaju skoro idealnu dimenzionu stabilnost i otisci uzeti ovim materijalima mogu se izliti i nedelju-dve nakon otiskivanja, sa podjednakom tačnošću (49). Elastični oporavak se definiše kao sposobnost materijala da se vrati u svoje originalne dimenzije bez značajnih deformacija nakon uklanjanja iz usta. Nijedan otisni materijal nema mogućnost potpunog elastičnog oporavka, a oporavak je duži i nepotpuniji ukoliko otisnute zone karakterišu izrazita podminirana mesta. Brzina uklanjanja otiska iz usta direktno je proporcionalna brzini i stepenu elastičnog oporavka. Adicioni silikoni su pokazali najbolje elastično ponašanje, sa skoro 99% elastičnog oporavka, a odmah za njima su i polietri (47). Oba materijala pokazuju izuzetnu čvrstoću i otpornost na kidanje, ali će se po prelasku praga izdržljivosti uvek pre pokidati nego deformisati, što je izuzetno povoljno sa kliničkog aspekta (46, 47, 50). Polietri su, za razliku od adictonih silikona, vrlo kruti materijali i potrebna je mnogo veća sila za odvajanje otiska od otisnutih površina (51). Kod direktne metode, odnosno otiskivanja otvorenom kašikom, polietar kao materijal kog u vezanom stanju odlikuje velika rigidnost, mogao bi da bude materijal izbora, budući da je otporniji na obrtne momente očekivane prilikom odizanja otiska. S druge strane, za potrebe tehnike zatvorene kašike prednost se daje adictonim silikonima, jer su nakon vezivanja elastičniji i imaju manju trajnu deformaciju, što obezbeđuje tačniju reprodukciju ležišta za prenosnike u otisku i njihovo lakše pozicioniranje (1).

Izrada zubnih i implantno nošenih nadoknada pomoću računarom podržanih sistema, poslednjih nekoliko decenija trpi eksponencijalni rast i razvoj (52, 53). Zahvaljujući sve većem tehnološkom napretku, i pojavom novih materijala i procesa proizvodnje zubnih nadoknada, sadašnji trend u dentalnoj tehnologiji jeste da se ostvari potpuno digitalni tok izrade zubne nadoknade, od momenta planiranja do konačne restauracije (53, 54). Proces jedne kompjuterski vođene izrade nadoknada CAD/CAM tehnologijom (*Computer-Aided Design and Computer-Aided Manufacturing*) podrazumeva prikupljanje podataka, obradu podataka i proizvodnju (55,

56). Otiskivanje se vrši digitalnim intraoralnim kamerama, koje sve više osvajaju tržište (38, 57–60), ili ekstraoralnim skeniranjem gipsanog modela, dobijenog konvencionalnim otiskivanjem (38, 61). Metodom intraoralnog skeniranja bitno se skraćuje vreme otiskivanja, isključuje se potreba za konvencionalnim otiskivanjem i izlivanjem modela, što bi trebalo da kompenzuje sve moguće greške koje prate konvencionalne metode. Bilo koju metodu digitalizacije da koristimo, suština je da se dobije 3D (trodimenzionalan/*three-dimensional*) virtuelni model čiji se podaci ubacuju u posebno dizajnirane softverske sisteme, na dalju obradu i proizvodnju (52).

Iako je budućnost stomatologije u digitalizaciji i računarom vođenoj izradi nadoknada, konvencionalne metode kako otiskivanja tako i izrade, i dalje su široko primenljive u kliničkoj praksi. Zbog gore navedenih specifičnosti koje prate implantno nošene nadoknade i problema koji iz njih proizlaze prilikom izrade implantnih suprastruktura, mnogi istraživači se okreću ka rešavanju te problematike i doprinosu postizanja što intimnijeg naleganja nadoknade na abatment. Predmet ove doktorske disertacije svrstava se u ovu grupu istraživanja sa ciljem dobijanja tačnijeg definitivnog radnog modela, a samim tim i tačnijeg naleganja protetičke suprastrukture na implante.

1.6 Faktori koji utiču na tačnost definitivnog radnog modela pri izradi implantno nošene zubne nadoknade (pregled literature)

1.6.1 Vrsta kašike za otiskivanje

Adekvatan odabir kašike za definitivno otiskivanje prilikom izrade implantno nošene nadoknade faktor je koji može da utiče na tačnost definitivnog radnog modela (36).

Iako postoje dokazi da individualno izrađene kašike na preliminarnom radnom modelu daju tačnije otiske implanata (62, 63), mnogi kliničari i dalje koriste standardne kašike u svrhe definitivnog otiskivanja, radi redukovanja broja poseta pacijenta stomatološkoj ordinaciji i smanjenja troškova.

Standardne kašike koje postoje na tržištu proizvode se od dva različita materijala (metala i plastike) i dolaze u raznim oblicima i veličinama (1). Prednost plastičnih standardnih kašika je u njihovoj lakoj modifikaciji preparacijom i pretvaranjem u otvorenu kašiku za jednokratno korišćenje, bez potrebe za sterilizacijom, kao i njihova niska cena. Međutim, veliki nedostatak

otiskivanja plastičnim kašikama jeste mogućnost njihove deformacije i neadekvatna odnosno nedovoljno kruta potpora otisnom materijalu (36, 62). Za razliku od plastičnih, metalne standardne kašike ne mogu da podlegnu deformaciji prilikom otiskivanja. One podupiru otisni materijal dovoljno čvrsto i obezbeđuju stabilnost tokom vezivanja materijala. Metalne standardne kašike se proizvode i u specijalnim oblicima, sa podeljenim dnom u nekoliko segmenata, čime je omogućeno njihovo pretvaranje u otvorene kašike (1).

Gupta i sar. su u istraživanju iz 2017. godine, komparacijom otiskivanja sa četiri vrste kašika (individualne od auto- i fotopolimerizujućeg akrilata i standardne, plastične i metalne), dokazali da ne postoji signifikantna razlika u tačnosti otisaka između sve četiri grupe (64). Oni su zaključili da su obe vrste standardnih kašika adekvatna alternativa individualno izrađenim za potrebe definitivnog otiskivanja implanata, ali za sada o tome ne postoji konsenzus u stručnoj i naučnoj javnosti.

1.6.2 Nivo uzimanja otiska (abatement ili implant)

Otiskivanje na nivou abatmenta, otvorenom ili zatvorenom metodom, do ranih 90-ih godina prošlog veka bio je jedini način otiskivanja u implant protetici (40). Ova tehnika otiskivanja koristi prenosne kapice koje se postavljaju preko abatmenta fiksiranih za telo implanta i ostaju u otisku nakon otiskivanja, ali za razliku od otvorene metode otiskivanja na nivou implanta, ne zahtevaju prostor za dvokomponentne prenosnike što olakšava manipulaciju. Takođe, pozitivna strana otisaka na nivou abatmenta jeste da posebno konstruisani abatmenti pod uglom, kod neparalelno ugrađenih implanata, mogu da redukuju podminirane zone obezbeđivanjem željene angulacije (65) i da obezbede tačniji otisak od otiska na nivou implanta (66, 67). *Geramipannah i sar.* su dokazali da je otiskivanje na nivou abatmenta, u poređenju sa otiskivanjem na nivou implanta, opravdano u slučajevima izrazito divergentno ugrađenih implanata u distalnoj regiji zubnog niza (68). Otiskivanje na nivou implanta se šire primenjuje u praksi, posebno kod multiplih implanata, iz razloga što je stav većine stručne i naučne javnosti da daje bolju prostornu orijentaciju tela implanta u poređenju sa otiscima na nivou abatmenta (69–71).

1.6.3 Vrsta otisnog materijala

Vladajući stav u stručnoj i naučnoj javnosti jeste da su, od svih otisnih materijala prisutnih na današnjem tržištu, adicioni silikoni i polietri materijali koji poseduju gotovo sve karakteristike potrebne za otiskivanje u implant protetici (1, 36, 72–74).

Usled potrebe za pronalaskom adekvatnog materijala za otiskivanje dentalnih implanata, u svakom pojedinačnom kliničkom slučaju, brojne studije su se bavile ispitivanjem tačnosti otiskivanja sa aspekta primenjenog otisnog materijala.

Studija iz 2004. godine, *Assuncao i sar.*, koja se bavila komparacijom sve četiri vrste elastomera (polisulfida, kondenzacionih, adicijonih silikona i polietara) u otiskivanju implanata različite angulacije, ustanovila je da su adicioni silikoni i polietri superiorniji u poređenju sa ostala dva materijala (73).

Wang je u svom istraživanju iz 2016. godine ustanovio da adicioni silikon koji se koristi za otiskivanje kako u konvencionalnoj fiksnoj protetici, tako i u implant protetici, ima bolje karakteristike i tačnije reprodukuje detalje od materijala specijalno namenjenog forenzičarima za otiskivanje detalja sa mesta zločina (48), što mnogo govori u prilog tačnosti adicijonih silikona.

Nekoliko studija je dokazalo da adicioni silikoni daju bolje rezultate od polietara i to kod anguliranih implanata u kombinaciji sa splint tehnikom otiskivanja (34, 75, 76) i kod otiskivanja implanata dubljih od 4 mm subgingivalno (77).

Postoje i dokazi da je polietar u otiskivanju na nivou implanta, i u kombinaciji sa otvorenim metodom otiskivanja, dao bolje rezultate u poređenju sa adicijonim silikonima (64, 78). U istoj studiji, *Alikhasi i sar.*, 2015, adicioni silikoni nisu pokazali značajne razlike u tačnosti otiskivanja otvorenim i zatvorenim kašikom (78).

Velik broj dostupnih podataka iz literature govori u prilog nepostojanja razlika u tačnosti i preciznosti otiskivanja dentalnih implanata između adicijonih silikona i polietara (45, 79–81).

Pri izradi implantno nošenih zubnih nadoknada adicioni silikoni koji poseduju hidrofilne karakteristike slične polietrima pronašli su svoju širu primenu u kliničkoj praksi. Zahvaljujući takvom sastavu koji bi trebalo da obezbedi sve dobre karakteristike i adicijonih silikona i polietara, od njih se očekuje mnogo u budućnosti, ali nauka tek treba da pruži dokaze o tačnosti otiskivanja ovom novom vrstom materijala (82, 83).

Postavljanje prave indikacije po pitanju izbora otisnog materijala i metode otiskivanja, u skladu sa datim kliničkim slučajem, ključ je za uspešno otiskivanje u implant protetici.

1.6.4 Metoda (tehnika) otiskivanja

Pasivnost naleganja implantno nošenih zubnih nadoknada na abatment prvenstveno zavisi od tačnosti otiska i upravo zato, cilj mnogobrojnih istraživanja iz oblasti implantne protetike je bio ustanoviti koja metoda otiskivanja dentalnih implanata je najtačnija i daje najbolje rezultate (74).

Iako su se brojni istraživači bavili poređenjem dve osnovne konvencionalne metode otiskivanja, otvorene (direktne) i zatvorene (indirektne), ne postoji konsenzus u stručnoj i naučnoj javnosti u pogledu najtačnije metode otiskivanja u implant protetici.

Veliki broj istraživanja dokazao je otvorenu (direktnu) metodu tačnijom u poređenju sa zatvorenom (indirektnom) (13, 35, 66, 74, 84–90).

Sa druge strane, studije koje su dokazale da je zatvorena (indirektna) metoda otiskivanja dala tačnije rezultate u poređenju sa otvorenom, retke su: *Humphries i sar.*, 1990. godine i istraživanje *Baloucha i sar.* iz 2013. godine (91, 92).

Takođe, postoji i veliki broj istraživanja koja nisu dokazala statistički značajnu razliku u pogledu tačnosti kod primene dve osnovne konvencionalne metode otiskivanja (79, 93–95), što izaziva dilemu o superiornosti jedne metode u odnosu na drugu. Ipak, vladajući stav u dostupnoj literaturi jeste da je otvorena metoda otiskivanja preciznija i daje bolje rezultate u poređenju sa zatvorenom (36).

Kontroverze koje su se javljale u naučnoj i stručnoj javnosti, u pogledu tačnosti dve osnovne metode otiskivanja, otvarale su put ka daljim istraživanjima ekspanirajući ciljeve na uticaj raznih modifikacija osnovnih tehnika i drugih parametara na tačnost definitivnih radnih modela.

1.6.4.1 Modifikovane tehnike

Splintovanje (povezivanje) prenosnika rigidnim blokom je modifikovana tehnika otvorene metode, koja se u cilju tačnijeg otiskivanja primenjuje od samog uvođenja implant protektike u kliničku praksu. Pribegavalo se raznim tehnikama splintovanja, kao što su povezivanje direktno u ustima, indirektno na modelu, kombinacija direktnog i indirektnog splintovanja, pa čak i formiranje bloka prenosnik–individualna kašika (87, 96–101). *Schmitt i sar.* su 1994. godine dokazali da je tehnika spajanja prenosnika za kašiku dala lošije rezultate u odnosu na konvencionalnu direktnu metodu (99). *Assif i sar.* su, dve godine kasnije, dokazali da je direktno splintovanje prenosnika takođe tačnije u poređenju sa blokom prenosnik–kašika (96), pa se ubrzo odustalo od ove tehnike splintovanja prenosnika. Tehnike direktnog (87, 96, 102) i indirektnog (97, 101) spajanja prenosnika, pa čak i njihova kombinacija (98), ne odstupaju značajno u pogledu tačnosti otiskivanja, jedino se kao prednost indirektnim metodama može pridodati jednostavnost u izradi i manje utrošeno vreme kliničara.

S obzirom na imperativ da veza između prenosnika bude izrazito kruta i postojana, sa što manjim stepenom deformacija, mnoga istraživanja su krenula u smeru ispitivanja najpogodnijeg materijala za splintovanje. Zlatni standard za splintovanje prenosnika pri otiskivanju implanata jeste autopolimerizujuća akrilatna smola (103–105). Zbog problema polimerizacije kontrakcije koju ovaj materijal pokazuje za vreme vezivanja, pokušaji da se kompenzuje taj nedostatak činili su presecanje akrilatnog bloka i naknadno spajanje ili splintovanje neposredno pred otiskivanje, mada nisu dali značajnije rezultate u pogledu tačnosti otiskivanja (43, 44, 106). U iste svrhe su korišćeni i svetlosno polimerizujući akrilati (43, 107), povezivanje prenosnika, umesto koncem, ortodontskom žicom (105), splintovanje pomoću čeličnih pinova i akrilata (108). Sve modifikacije su dale podjednake rezultate. Kao potencijalni materijal za splintovanje u dostupnoj literaturi pominje se gips za otiskivanje (106, 109, 110) i silikonski materijal za okluzalne registre (106, 111), koji su takođe dali dobre rezultate. Jedino je studija iz 2009. godine, *Filho i sar.*, dokazala da je tehnika splintovanja pomoću prefabrikovanog akrilatnog bloka preciznija od ostalih tehnika povezivanja prenosnika samovezujućim akrilatnom (112).

Selvaraj i sar. su u svom istraživanju iz 2016. godine, poredili dve vrste akrilatnih smola, autopolimerizujuću, kao najčešće korišćen materijal, i brizgajući topopolimerizujući akrilat, kao test materijal, u cilju kompenzacije polimerizacije kontrakcije i njenog uticaja na tačnost otiskivanja. Zaključili su da splintovanje prenosnika test materijalom nije dalo statistički zna-

čajnu razliku u poređenju sa kontrolnim i da su oba materijala preporučljiva za splintovanje prenosnika (102).

Prethodno opisani rezultati istraživanja, ukazuju na to da je autopolimerizujući akrilat, u kombinaciji sa dentalnim koncem, tehnika splintovanja koja daje pouzdane rezultate i ova vrsta materijala je opšte prihvaćena za otiskivanje implanata splint metodom u kliničkoj praksi (102, 107).

Interesantan pomak u ovoj oblasti napravila je studija, takođe iz 2016. godine, autora *Revilla-Leon i sar.*, koja je prikazala novi pristup splint tehnici otiskivanja izradom indirektnog bloka i individualne kašike uz pomoć aditivne tehnologije, koja olakšava čitav proces redukujući dužinu trajanja laboratorijskih i kliničkih faza koje prethode otiskivanju (113).

Splint tehnika se u dosadašnjim istraživanjima pokazala kao jedna od najtačnijih u poređenju sa osnovne dve metode otiskivanja, direktnom i indirektnom, posebno kod neparalelno ugrađenih implanata i multiplih implanata u bezuboj vilici, budući da se smatra da obezbeđuje otiskivanje sa manje deformacija u regionu implanta i prenosnika (13, 33–35, 112).

Stimmelmayer i sar. su, u svojim *in vitro* istraživanjima iz 2012. i 2016. i kliničkoj studiji iz 2013. godine, poredili splint, direktnu i indirektnu metodu otiskivanja i istakli splint tehniku kao najtačniju i preporučljivu posebno za slučajeve sa četiri ravnomerno raspoređena implanta u bezuboj vilici (114–116).

Takođe, *Papaspyridakos* je sa svojim timom istraživača u studiji iz 2012. godine predstavio splint tehniku boljom u odnosu na konvencionalnu otvorenu tehniku (eng. *Non-splint*) (97). Zaključak je potvrdio dvema studijama iz 2016. godine, gde je dokazao da je splint tehnika tačnija u odnosu na non-splint, ali pri otiskivanju na nivou implanta, dok na nivou abatmenta ove dve metode nisu pokazale signifikantne razlike (70, 117).

Vigolo i sar. su, u tri *in vitro* studije iz 2003, 2004. i 2014. godine, ispitivali 3 različite vrste otvorene tehnike: konvencionalnu metodu, splint tehniku sa akrilatnim blokom i tehniku sa modifikovanim prenosnicima koji su pre otiskivanja peskirani, a zatim premazani adhezivom, u cilju bolje veze sa otisnim materijalom i kompenzacije mikropomeranja pri otiskivanju. U sva tri istraživanja, splint tehnika i tehnika sa modifikovanim prenosnicima su se pokazale tačnijim u poređenju sa otvorenom (non-splint) metodom (118–120). Isti zaključak, odnosno preciznije otiskivanje pomoću modifikovanih prenosnika u odnosu na klasičnu, nemodifikovanu, otvo-

renu tehniku na primeru otiskivanja jednog implanta, dokazao je i *Lahori* sa svojim timom istraživača, 2014. godine (121).

Samo je nekoliko naučnih dokaza koji govore o tačnijem otiskivanju klasičnom otvorenom (non-splint) metodom u poređenju sa metodom pomoću splintovanja prenosnika (90, 122).

Klik (*Press fit*) tehnika otiskivanja, kao modifikacija zatvorene metode otiskivanja, bi zbog svojih specifičnosti (plastične kapice sa posebno dizajniranim krilcima koje omogućavaju odizanje zajedno sa otiskom i preciznije pozicioniranje analoga tela implanta), trebalo da daje bolje rezultate otiskivanja u poređenju sa klasičnom zatvorenim metodom, koja koristi metalne prenosnike konstruisane za potrebe repozicioniranja u impresije u otisku (36).

Nakhaei i sar. su, u studiji iz 2015. godine, ispitivali tačnost otvorene, zatvorene i nekoliko modifikovanih zatvorenih tehnika, za Štrauman (*Straumann*) implantni sistem. Zaključili su da je u poređenju sa klasičnom zatvorenim i svim ostalim modifikovanim zatvorenim tehnikama, tehnika sa plastičnim kapticama namenjenim za otiskivanje na nivou implanta (klik metoda, *Snap on/Press fit*) dala najtačnije rezultate, ali bez bitne razlike u odnosu na otvorenu metodu (95).

Dokaza o uticaju modifikovanih tehnika zatvorene metode na tačnost otiskivanja u dostupnoj literaturi je jako malo, ali kada postoje gore navedene indikacije za indirektnu metodu, u kliničkoj praksi se najčešće koristi klik tehnika otiskivanja (36).

1.6.5 Angulacija implanata

Sve konvencionalne zubne nadoknade se, prema načinu prenosa pritiska žvakanja na nošea tkiva, dele na parodontalno, parodontalno-gingivalno i gingivalno nošene zubne nadoknade. Zbog specifičnosti veze između implanta i kosti, u implantologiji, postoji nova kategorija prenosa pritiska, osealni prenos (1). Naime, kod implantno nošenih zubnih nadoknada, opterećenje kojima su izloženi implantni u toku mastikacije prenosi se, preko implantnih komponenata, na koštane strukture primajuće regije (2). Kako je dokazano da je kost najotpornija na sile kompresije, idealno ugrađeni implantni bi trebalo da budu tako orijentisani da omoguće vertikalni prenos pritiska žvakanja duž njihove aksijalne osovine ili bar paralelno sa njom i na taj način generišu kompresione sile u periimplantnoj kosti (21).

Ipak, uslovi za implantaciju koja bi obezbedila idealnu biomehaniku implantno nošenih nadoknada su retki, pa je situacija sa ugrađenim implantima pod manjim ili većim uglom u odnosu na vertikalnu ravan čest primer u kliničkoj implantološkoj praksi (65).

Postoje situacije kada je ugradnja implanata pod uglom terapija izbora, uglavnom kada se radi o izrazitoj resorpciji alveolarne kosti i „spuštenom“ maksilarnom sinusu, kao alternativa koštane augmentacije i „*sinus lift*“ operacije (66, 123). Takvi su najčešće primeri bezubih donjih, a češće gornjih vilica, kada se u cilju potpune protetičke rekonstrukcije pristupa izradi implantno nošenih nadoknada po tzv. „*all on four*“ konceptu (123, 124). Ovakav pristup oralne rehabilitacije bezubih pacijenata je široko rasprostranjen u kliničkim uslovima, budući da su mnoge studije dokazale da se stopa „preživljavanja“ ove vrste implantno nošenih nadoknada kreće u opsegu od oko 92–99%, čak i na desetogodišnjem nivou (125–127).

Bez obzira na izuzetno visok stepen uspešnosti terapije bezubih vilica strategijom anguliranih implanata, postoje dokazi da upotreba „*all on four*“ modela i uopšte angulirani implanti povećavaju nivo opterećenja kome je izložena periimplantna kortikalna kost (65, 128). Smatra se da razlog za višegodišnji uspeh „*all on four*“ restauracija leži u dobro matematički proračunatom rasporedu implanata, kratkim abatmentima koji prebacuju napadnu tačku sile gingivalno, uz veliki stepen angulacije, čak i do preko 45°, ali i princip imedijatnog opterećenja nadoknade. To su parametri za koje je opšte prihvaćen stav da povoljno utiču na biomehaniku implanata ovog koncepta, suprotno pristupu kod konvencionalnih implantnih metoda (128, 129).

Neretko se, međutim, u praksi sreću neparalelno ugrađeni implantni, koji nisu rezultat specifičnog plana terapije, nego posledica raznih otežavajućih okolnosti koje mogu da prate preprotetičke faze izrade implantno nošenih nadoknada. Problemi najčešće nastaju usled neadekvatnog planiranja terapije, mogu da budu i posledica nestručnog hirurškog pristupa, ali i nepovoljnih anatomskih uslova. Da bi se izbegle ove vrste komplikacija i omogućilo što jednostavnije protetičko zbrinjavanje, preporuka je da se svakom kliničkom slučaju pristupi multidisciplinarno, planiranje implantno nošenih nadoknada izvrši pomoću svih dostupnih rendgenografskih metoda, a ugradnja implanata obavi uz pomoć hirurških vođica (130–132). Ovakav način tzv. protetički vođene implantacije odlično je prihvaćen i često se primenjuje u praksi, a preporuke su da ceo proces rehabilitacije implantno nošenim nadoknadama, od planiranja, preko ugradnje i dizajniranja do same proizvodnje, bude digitalizovan u cilju prevazilaženja svih problema koje nosi konvencionalna implant protetika (52, 55, 133, 134).

Angulirani implanti, u odnosu na paralelne, nose veću dozu rizika od mogućeg neuspeha protetičke terapije, budući da je opterećenje implantnih nadoknada nošenih anguliranim implantima teže isplanirati sa aspekta biomehanike i da problem netačnosti naleganja nadoknade na abatment u ovakvim situacijama može izazvati veće komplikacije (21, 65).

Kako pasivnost naleganja najviše zavisi od tačnosti definitivnog otiskivanja, ovoj fazi izrade u slučajevima anguliranih implanata treba posvetiti posebnu pažnju. Iz istog razloga, i dalje aktuelan predmet istraživanja jeste da li, koliko i na koji način angulacija implanata utiče na tačnost otiskivanja (93, 135). Problem otiskivanja anguliranih implanata leži u podminiranim mestima koja se javljaju ispod prenosnika, koja otežavaju odvajanje otiska i prouzrokuju mikropomeranja prenosnika u otisnom materijalu (93).

Brojne studije su ustanovile da angulacija implanata utiče na tačnost otiskivanja (13, 33, 66, 73, 74, 76, 85, 89, 92, 112, 136). Nisu retka ni istraživanja koja nisu dokazala da je tačnost otiskivanja u korelaciji sa neparalelno ugrađenim implantima (89, 93, 94).

Stepen angulacije implanata, odnosno nivo odstupanja od referentne vertikalne ravni, koji utiče na tačnost otiskivanja i izrade implantno nošene nadoknade, aktuelno je pitanje u naučnoj javnosti, pa su mnogi istraživači ispitivali tačnost otiskivanja kod različito anguliranih implanata (33, 34, 68, 73, 89, 93, 94, 136).

Carr je, u studiji iz 1991. godine, poredeći dve osnovne konvencionalne metode otiskivanja u implantologiji, zaključio da otvorena metoda daje tačnije otiske anguliranih implanata (85). *Assuncao i sar.* su u istraživanjima iz 2004. i 2008. godine doneli zaključak da angulacija implanata $\geq 15^\circ$ utiče na tačnost otiskivanja i da je povećanje inklinacije u direktnoj korelaciji sa stepenom netačnosti (73, 136). *Sorrentino i sar.* su 2010. godine ispitujući tačnost otiskivanja paralelnih i anguliranih implanata, pomoću dve osnovne vrste otisnih materijala i otvorene i zatvorene metode otiskivanja, ustanovili da je otvorena metoda otiskivanja pomoću adicisionog silikona dala tačnije rezultate kod anguliranih implanata (76). *Kurtulmus-Yilmaz i sar.* su 2014. godine, takođe dokazali da je otvorena metoda modifikovana splintovanjem prenosnika, u poređenju sa zatvorenim metodom dala bolje rezultate u kombinaciji sa adicisionim silikonom i za paralelne i za angulirane implante (34). Godinu dana kasnije je i *Tsagkalidis* sa svojim timom istraživača zaključio da je splint metoda superiorna, u odnosu na dve konvencionalne, kod angulacije implanata od 20° (33). *Alikhasi* je takođe sa svojim saradnicima u studiji iz 2015. godine dokazao otvorenu metodu otiskivanja tačnijom kod otiskivanja anguliranih implanata po „*all on four*“ konceptu (66).

Sa druge strane, u studiji *Balouch i sar.*, iz 2013. godine, iznesen je zaključak da je zatvorena metoda otiskivanja bila tačnija od otvorene u slučaju angulacije implanata od 15° (92).

Postoje i podaci da angulacija implanata ne utiče na tačnost otiskivanja. *Carr* je, 1992, utvrdio da implantati pod angulacijom od 15° nemaju uticaja na tačnost otiskivanja (89). *Conrad i sar.* 2007. donose isti zaključak za implante pod angulacijom $\leq 15^\circ$, a *Alexander Hazboun*, 2015. sa svojim timom dokazuje da angulacija implanata od 15° i 30° takođe ne utiče na tačnost otiskivanja (93).

Na osnovu dostupnih naučnih podataka može se pretpostaviti da angulacija implanata utiče na tačnost otiskivanja, ali se ne može zauzeti konkretan stav, posebno u pogledu stepena angulacije. To otvara put daljem istraživanju na tu temu i razlog je uzimanja te teme za predmet ovog istraživanja.

2. CILJEVI ISTRAŽIVANJA

Ciljevi istraživanja doktorske disertacije bili su:

1. Utvrditi uticaj različitih metoda otiskivanja na tačnost definitivnog radnog modela za izradu implantno nošenih zubnih nadoknada.
2. Utvrditi uticaj angulacije implanata na tačnost definitivnog radnog modela za izradu implantno nošenih zubnih nadoknada.
3. Utvrditi uticaj različitih otisnih materijala na tačnost definitivnog radnog modela za izradu implantno nošenih zubnih nadoknada.

Prema navedenim ciljevima istraživanja postavljene su sledeće hipoteze (očekivani rezultati):

1. Direktna metoda otiskivanja u otvorenoj kašici splint tehnikom daje tačnije rezultate u poređenju sa direktnom metodom bez splintovanja prenosnika i indirektnom metodom u zatvorenoj kašici.
2. Angulacija implanata od 20° u odnosu na vertikalnu ravan ima veći uticaj na tačnost definitivnog radnog modela u odnosu na paralelne implante.
3. Otisci uzeti adicisionim silikonima daju tačnije rezultate u poređenju sa otiscima uzetim polietrima.

3. MATERIJAL I METODE

Program istraživanja je obuhvatao sledeće faze:

1. Planiranje i izrada master modela.
2. 3D digitalizacija master modela (3D/trodimenzionalno skeniranje).
3. Preliminarno otiskivanje.
4. Izlivanje preliminarog radnog modela.
5. Izrada individualnih kašika (zatvorenih i otvorenih) za potrebe definitivnog otiskivanja.
6. Definitivno otiskivanje upotrebom 3 različite metode.
7. Izlivanje definitivnih radnih modela.
8. 3D digitalizacija definitivnih radnih modela.
9. Geometrijska analiza modela dobijenih 3D digitalizacijom.
10. Statistička obrada podataka.

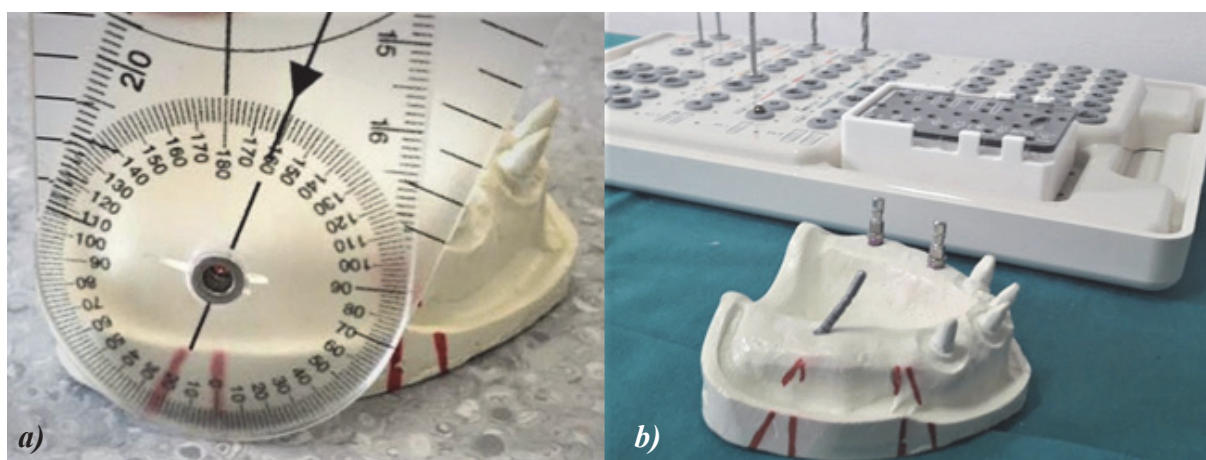
Istraživanje je obavljeno u *in vitro* uslovima. Faze 1, 3, 4, 5, 6 i 7 su izvedene na Klinici za stomatologiju Vojvodine, na Odeljenju stomatološke protetike. Digitalizacija master modela i eksperimentalnih radnih modela izvršena je u zubotehničkoj laboratoriji – NS Dental studio, u Veterniku (3D skener, *Medit-Identica Blue*) i Ivoclar Vivadent demo-centru, u Beogradu (3D skener, *3Shape-D900L*). Deveta faza obavljena je na Fakultetu tehničkih nauka, Katedri za metrologiju, kvalitet, pribore, alate i ekološko-inženjerske aspekte, u Novom Sadu.

3.1 Planiranje i izrada master modela

Istraživanje je započeto detaljnim planiranjem dizajna master modela.

Za referentni (master) model odabran je model gornje krezube vilice sa prisutnim centralnim sekutićima i očnjacima, koji su pripremljeni za prihvatanje bezmetalnog prednjeg mosta (u rasponu 13–23), dok su u bočne bezube predele ugrađena po dva implanta sa svake strane u

regiji prvog premolara (regije zuba 14, 24) i prvog molara (regije zuba 16, 26). Sa jedne strane, uzdužne ose oba implanta su bile međusobno paralelne i pod pravim uglom u odnosu na horizontalnu ravan, dok su sa suprotne strane i prednji i zadnji implant ugrađeni pod angulacijom od 20° u odnosu na vertikalnu ravan (prednji distalno, a zadnji mezijalno), tako da međusobno konvergiraju. Model je napravljen izlivanjem fabričkog kalupa modela gornje vilice sa punim zubnim nizom u tvrdom gipsu (tip 3), koji je naknadnim isecanjem svih zuba osim centralnih sekutića i očnjaka preoblikovan u model koji imitira zadati klinički slučaj parcijalne bezubosti. Radi lakše obrade preostalih zuba i naknadne digitalizacije, tako prilagođen model je dubliran u poliuretanskoj smoli (*Mock-up frame, Zirkozahn, Germany*). U paralelometru (*Paraskop® M-BEGO, Germany*) uz pomoć karbidne freze koničnosti od 4° sa zaobljenim vrhom i pomoću visokoturažne bušilice sa vodenim hlađenjem (*POWERtorque LUX 646B, KaVo Dental GmbH, Germany*), manuelno, koristeći specijalni set borera (*All Ceramic Preparation Kit, Shofu Inc., Kyoto, Japan*), preostali zubi su preparisani za prihvatanje keramičkog mosta u regiji 13–23. Nakon toga su, uz pomoć tzv. „ključa angulacije“, sa jedne strane bezube regije, ugrađeni implanti međusobno paralelni i pod pravim uglom u odnosu na horizontalnu ravan, a sa druge strane međusobno konvergentni, pod angulacijom od 20° u odnosu na vertikalnu ravan (Slika 1a i 1b). Sva četiri ugrađena implanta su implant u nivou mekih tkiva odnosno desni (*Soft tissue level, STL, Standard Plus Implant Endosteal diameter 4.1 mm Regular Neck 10 mm SLA®, Straumann, Switzerland*) (137). Nakon toga, brušeni patrljci (zubi 13, 11, 23 i 21) skraćeni su do nivoa 4–5 mm iznad demarkacionog stepenika, kako bi se izbeglo eventualno odlamanje patrljaka prilikom otiskivanja a otisnuli delovi zuba pripremljenih za prihvatanje mosta, koji zahtevaju najveću tačnost, što je bila poslednja faza izrade master modela (Slika 2).



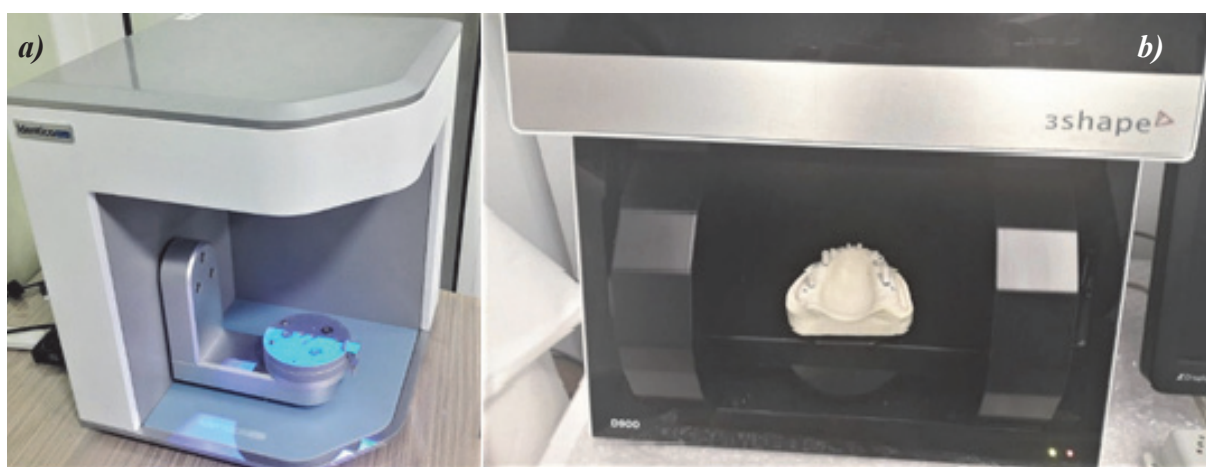
Slika 1. a) „Ključ angulacije“; b) Ugradnja implanta



Slika 2. Izgled gotovog master modela

3.2 3D digitalizacija master modela

Pripremljen master model digitalizovan je pomoću dva laboratorijska skenera, čime su dobijena dva virtuelna master modela. Ovi modeli su imali ulogu referentnih modela, za svaki skener. Korišćena su dva komercijalna laboratorijska 3D skenera koja se rutinski koriste u stomatološkoj praksi: *D900L* kompanije *3Shape* (skraćeno *D900L*) i *Identica Blue* kompanije *Medit* (skraćeno *Identica Blue*) (Slika 3a i 3b).



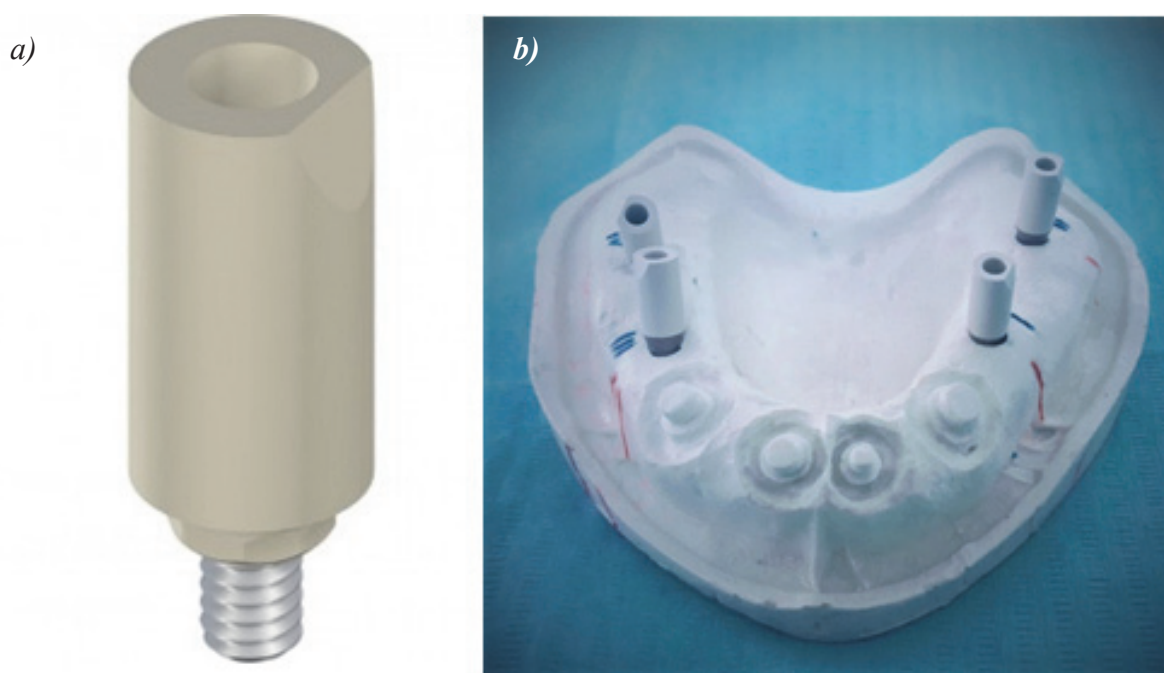
Slika 3. a) 3D skener *Identica Blue* (*Medit*); b) 3D skener *D900L* (*3Shape*)

U Tabeli 2 date su osnovne karakteristike skenera *D900L* i *Identica Blue* (138, 139).

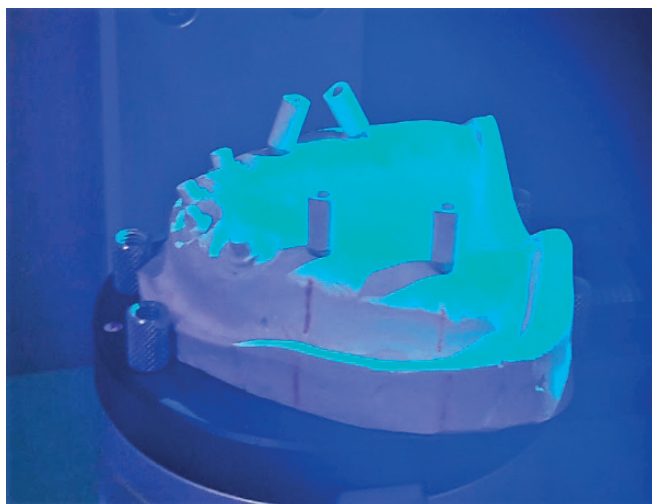
Tabela 2. Osnovne karakteristike dva korišćena laboratorijska skenera

	Naziv 3D skenera	
	<i>D900L</i>	<i>Identica Blue</i>
Svetlosna tehnologija	Plava svetlost	Plava svetlost
Radni prostor	/	80 mm x 60 mm x 60 mm
Tačnost (µm)	7	< 10
Skeniranje teksture modela	DA	NE
Vreme skeniranja (s)	15–35	35

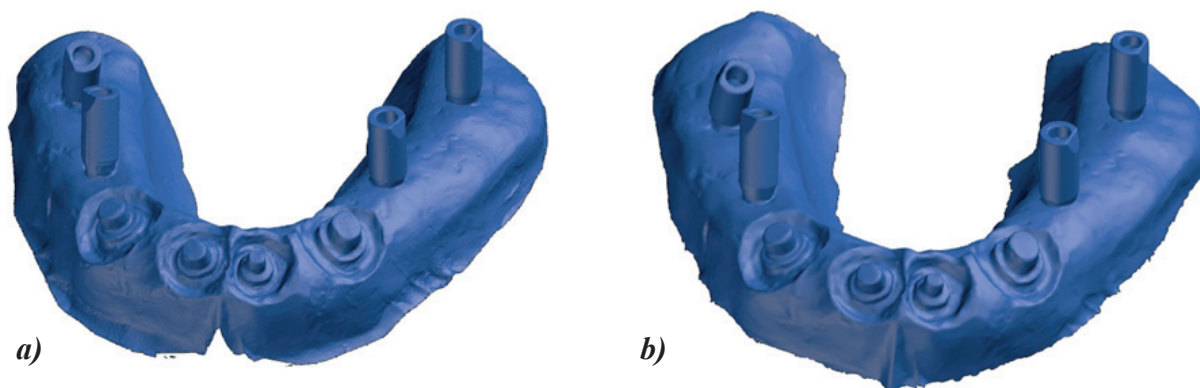
Dobijanje podataka o prostornoj orijentaciji implanata i naknadna analiza odstupanja omogućeni su korišćenjem posebno konstruisanih abatmenta za skeniranje tzv. *Straumann Intraoral Scan bodies* (eng., prim aut.) iz originalnog seta proizvođača koji odgovaraju ugrađenom tipu implanata (*Straumann® CARES® Mono Scanbody, Soft Tissue Level, Regular neck*) (137) (Slika 4a i 4b). Master model je digitalizovan pomoću oba skenera i kreirani su referentni virtuelni modeli (Slika 5 i Slika 6a i 6b).



Slika 4. a) Abatment za skeniranje; b) Master model sa zavrnutim „Scan abatmentima“



Slika 5. 3D digitalizacija master modela (*Identica Blue*)



Slika 6. Virtuelni referentni modeli: a) *Identica Blue*; b) *D900L*

3.3 Preliminarno otiskivanje

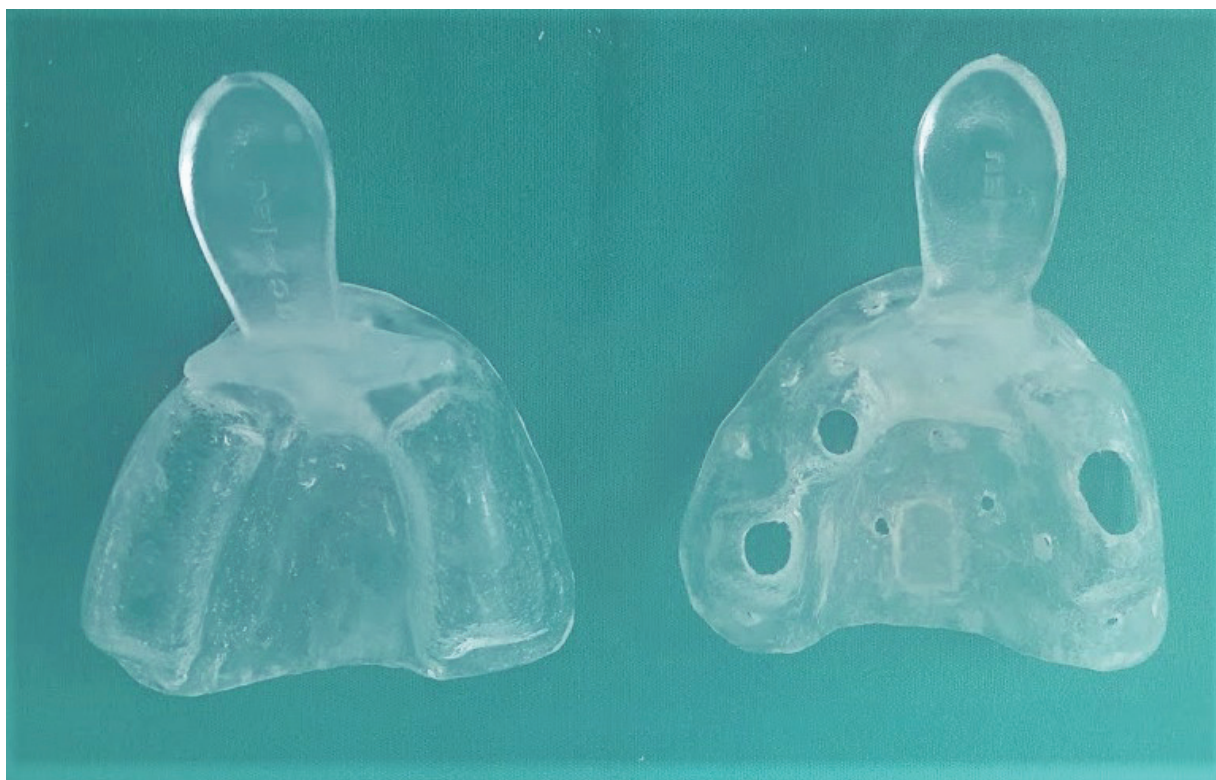
Izvršeno je preliminarno otiskivanje master modela standardnom perforiranom kašikom i ireverzibilnim hidrokolidom (*Hydrogum alginate, Zhermack, Italy*) za potrebe izlivanja preliminarnih radnih modela.

3.4 Izlivanje preliminarnog radnog modela

Na osnovu otisaka uzetih ireverzibilnim hidrokolidom izlivena su dva preliminarna radna modela u tvrdom gipsu – tip 3 (*Quickstone Laboratory Stone – Whip-Mix Corporation, USA*).

3.5 Izrada individualnih kašika

Na preliminarnim radnim modelima izrađene su individualne kašike (3 zatvorene i 6 otvorenih) od termoplastične akrilatne folije (*Biocryl C, Clear, 3 mm, Scheu-dental, Germany*), za potrebe definitivnog otiskivanja (Slika 7).



Slika 7. Zatvorena (levo) i otvorena kašika (desno) za definitivno otiskivanje

3.6 Definitivno otiskivanje

U istraživanju je ispitana tačnost otiskivanja za 3 glavne kontrolne grupe uzoraka dobijenih digitalizacijom pomoću dva laboratorijska skenera:

1. Kontrolna grupa – brušeni zubi na master modelu.
2. Kontrolna grupa – angulirani implantanti na master modelu.
3. Kontrolna grupa – paralelni implantanti na master modelu.

Tri eksperimentalne grupe su podeljene na 30 uzoraka, koliko je i definitivnih radnih modela optički digitalizovano.

1. Eksperimentalna grupa – brušeni zubi na definitivnom radnom modelu dobijenom tehnikom:

– direktnog otiskivanja bez splintovanja prenosnika u otvorenoj kašici pomoću adicisionog silikona.

– direktnog otiskivanja bez splintovanja prenosnika u otvorenoj kašici pomoću polietra.

– indirektnog otiskivanja klik metodom u zatvorenoj kašici pomoću adicisionog silikona.

– indirektnog otiskivanja klik metodom u zatvorenoj kašici pomoću polietra.

– direktnog otiskivanja splint metodom u otvorenoj kašici pomoću adicisionog silikona.

– direktnog otiskivanja splint metodom u otvorenoj kašici pomoću polietra.

2. Eksperimentalna grupa – angulirani implantanti na definitivnom radnom modelu dobijenom tehnikom:

– direktnog otiskivanja bez splintovanja prenosnika u otvorenoj kašici pomoću adicisionog silikona.

– direktnog otiskivanja bez splintovanja prenosnika u otvorenoj kašici pomoću polietra.

– indirektnog otiskivanja klik metodom u zatvorenoj kašici pomoću adicisionog silikona.

– indirektnog otiskivanja klik metodom u zatvorenoj kašici pomoću polietra.

– direktnog otiskivanja splint metodom u otvorenoj kašici pomoću adicisionog silikona.

– direktnog otiskivanja splint metodom u otvorenoj kašici pomoću polietra.

3. Eksperimentalna grupa – paralelni implanti na definitivnom radnom modelu dobijenom tehnikom:

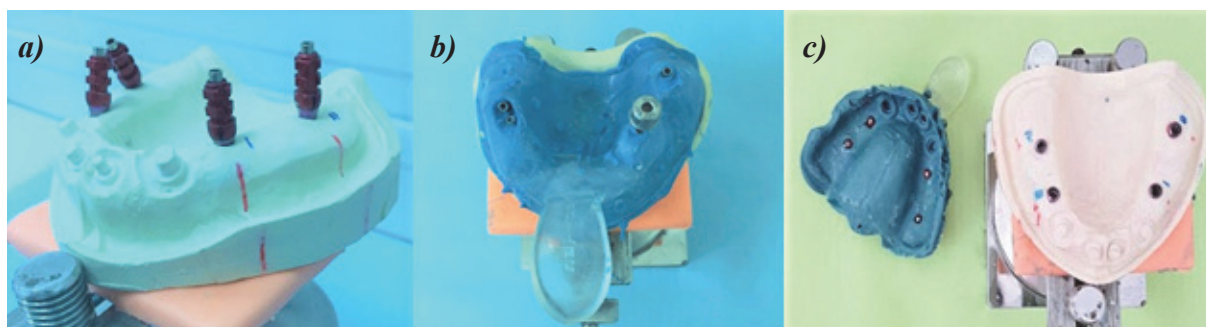
- direktnog otiskivanja bez splintovanja prenosnika u otvorenoj kašici pomoću adicione silikona.
- direktnog otiskivanja bez splintovanja prenosnika u otvorenoj kašici pomoću polietra.
- indirektnog otiskivanja klik metodom u zatvorenoj kašici pomoću adicione silikona.
- indirektnog otiskivanja klik metodom u zatvorenoj kašici pomoću polietra.
- direktnog otiskivanja splint metodom u otvorenoj kašici pomoću adicione silikona.
- direktnog otiskivanja splint metodom u otvorenoj kašici pomoću polietra.

Korišćene su dve vrste elastičnih otisnih materijala, adicione silikon (*Elite HD+ Light Body Fast Set, Zhermack, Italy*) i polietar (*Soft Monophase Impregum Penta, 3M ESPE, USA*).

Master model je ukupno otisnut 30 puta (10 puta svakom navedenom metodom). Otisci su uzimani na nivou implanta.

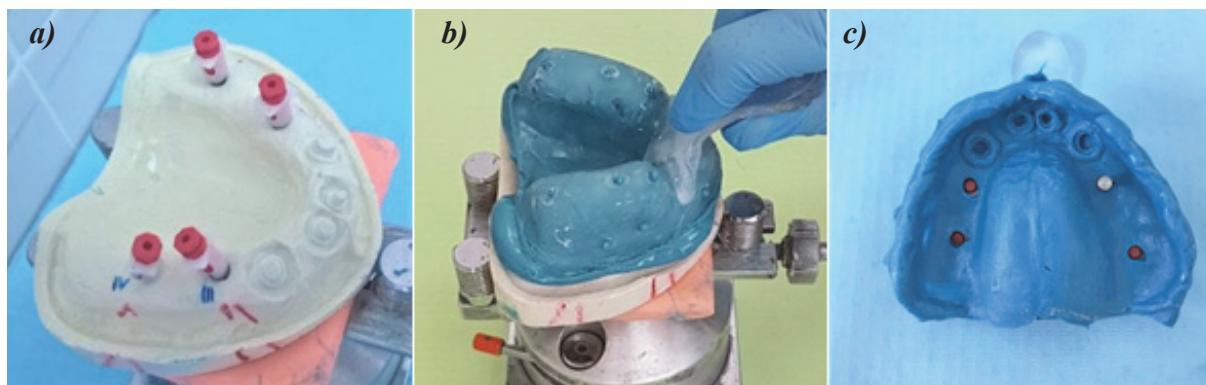
Za potrebe otiskivanja korišćeni su odgovarajući prenosnici iz originalnog seta proizvođača u zavisnosti od tehnike koja je izvedena.

Za direktnu metodu bez splintovanja prenosnika i splint metodu korišćeni su prenosnici koji odgovaraju tipu ugrađenih implanata iz originalnog seta proizvođača (*Straumann®, Tissue level, Regular neck, synOcta open tray impression cap, with integral guide screw, red*) (137) (Slika 8).



Slika 8. Direktna (otvorena) metoda otiskivanja: a) zavrnuti prenosnici; b) otiskivanje adicione silikonom u fazi odvrtnja prenosnika; c) otisak polietrom nakon vezivanja i odvajanja od modela

Indirektna metoda otiskivanja je podrazumevala upotrebu transfer sistema iz originalnog seta proizvođača koji koristi dvokomponentne tzv. klik (*Snap-on*) plastične prenosnike tako konstruisane da ostaju u otisku nakon vezivanja materijala (*Straumann®*, *Regular neck*, *synOcta closed tray impression cap and positioning cylinder, red*) (137) (Slika 9).



Slika 9. Indirektna (zatvorena) klik metoda otiskivanja: a) postavljeni prenosnici; b) otiskivanje polietrom; c) otisak adicisionim silikonom nakon odvajanja sa postavljenim jednim analogom tela implanta

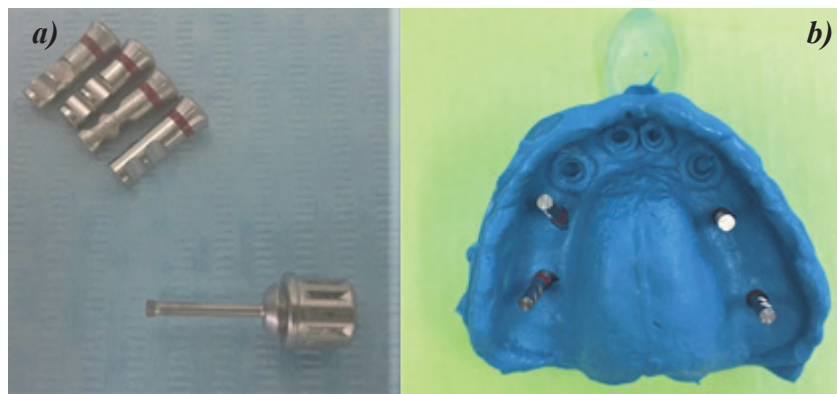
Splint tehnika otiskivanja izvedena je pomoću dentalnog konca (*Atria pack, 2, South Korea*) i autopolimerizujućeg akrilata (*Pettern resin LS, GC, Japan*), metodom presecanja i ponovnog formiranja akrilatnog bloka (Slika 10).



Slika 10. Splint metoda otiskivanja: a) povezani prenosnici pomoću konca i samovezujućeg akrilata; b) presečen prvobitni akrilatni blok i formiran novi

Nakon otiskivanja za svaki prenosnik je pričvršćen analog tela implanta (replika) iz originalnog seta proizvođača (*Straumann®*, *Regular neck*, *synOcta analog, grey with red stripe*) (137). Za prenosnike koje koristi direktna metoda analozi su fiksirani zavrtanjem pomoću od-

govarajućeg ključa (*Straumann Compatible Implant SCS Screwdriver for ratchet, short, 21 mm*) (137) (Slika 11). U slučaju indirektno metode fiksiranja je obavljeno prostim klik naleganjem plastične kape prenosnika na rame implanta.



Slika 11. a) Analozni tela implantata i specijalni Straumann ključ; b) otisak sa fiksiranim analizima tela implantata

3.7 Izlivanje definitivnih radnih modela

Svaki otisak je izliven supertvrdim gipsom, tip 4 (*GC Fujirock®*, Japan) i pripremljeno je 30 definitivnih radnih modela, sa ugrađenim analizima tela implantata, za potrebe eksperimentalne digitalizacije i dalje analize odstupanja (Slika 12).



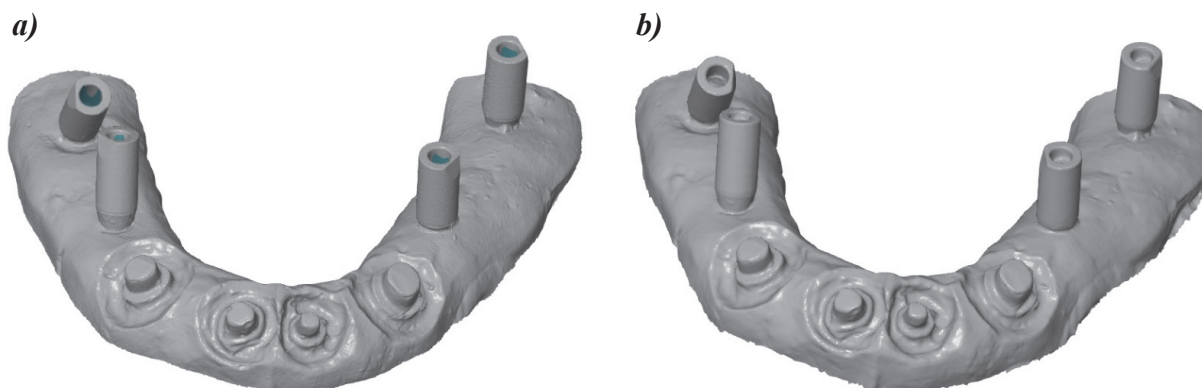
Slika 12. Definitivni radni modeli sa ugrađenim analizima tela implantata

3.8 3D digitalizacija definitivnih radnih modela

Za potrebe geometrijske analize kreirano je po 30 virtuelnih eksperimentalnih replika modela, digitalizacijom definitivnih radnih modela primenom oba skenera koji su predstavljeni u potpoglavlju 3.2 (Slika 13 i 14). Da bi se omogućila analiza odstupanja prostorne orijentacije implanata na eksperimentalnim radnim modelima, pre digitalizacije je na svaki analog tela implanta fiksiran „scan abatment“. Digitalizacija definitivnih radnih modela je sprovedena primenom iste procedure i istih parametara korišćenih u slučaju digitalizacije master modela.



Slika 13. 3D digitalizacija eksperimentalnih (replika) modela (D900L)



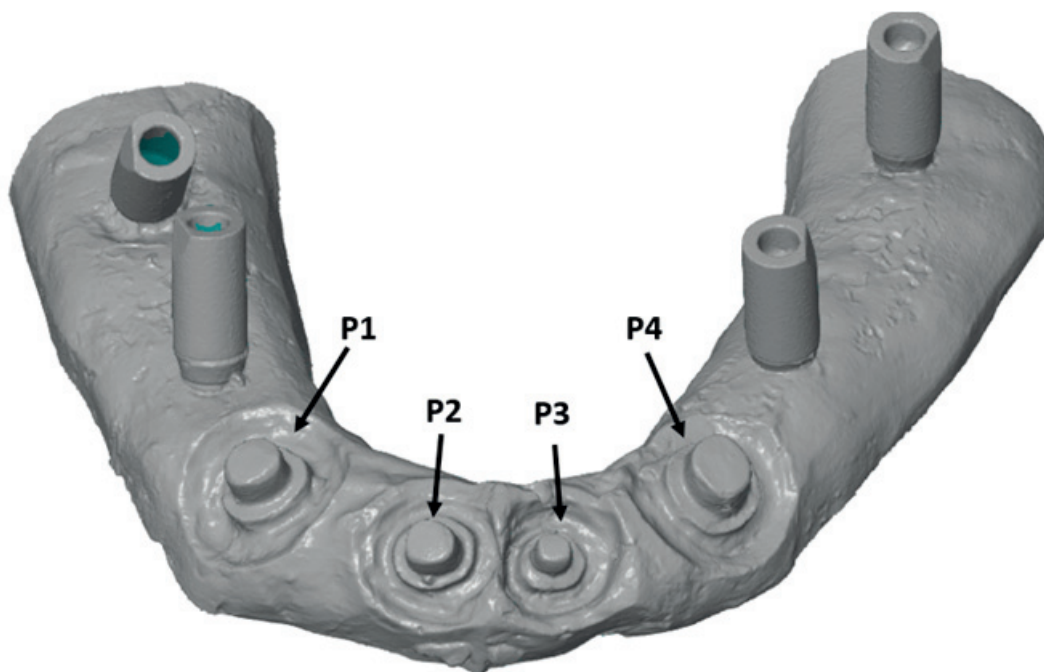
Slika 14. Virtuelni replika modeli: a) Identica Blue; b) D900L

3.9 Geometrijska analiza modela dobijenih 3D digitalizacijom

3.9.1 Geometrijska analiza patrljaka

Komparativna geometrijska analiza eksperimentalnih uzoraka sa referentnim modelom vršena je metodom CAD (*Computer-Aided Design*) inspekcije u specijalizovanom softverskom programu namenjenom u te svrhe (*GOM Inspect 2016*). Postupak CAD-inspekcije realizovan je kroz nekoliko osnovnih koraka. Prvi, i najvažniji, među njima bio je tačno preklapanje nominalne geometrije (u ovom slučaju virtuelni referentni modeli) i realne geometrije (u ovom slučaju virtuelni eksperimentalni replika modeli).

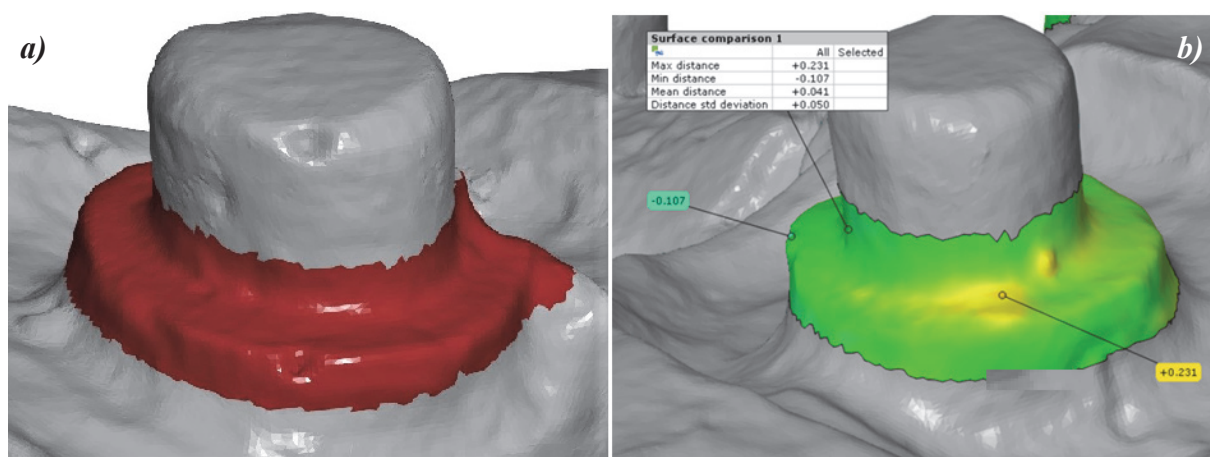
U sledećem koraku definisane su (selektovane) površine na modelima, na kojima je sprovedena analiza geometrijskih odstupanja. U okviru ovog dela analize, akcenat je stavljen na geometrijsku analizu patrljaka sa oznakama P1, P2, P3 i P4 (Slika 15).



Slika 15. Oznaka patrljaka P1, P2, P3, P4, korišćenih za CAD-inspekciju

Analizom je obuhvaćena zona stepenastog prelaza (demarkaciona zona) kod svakog patrljka (Slika 16a). Analiza geometrijskog odstupanja obuhvatila je proveru odstupanja definisanih površina eksperimentalnog u odnosu na odgovarajuće površine referentnog modela (na

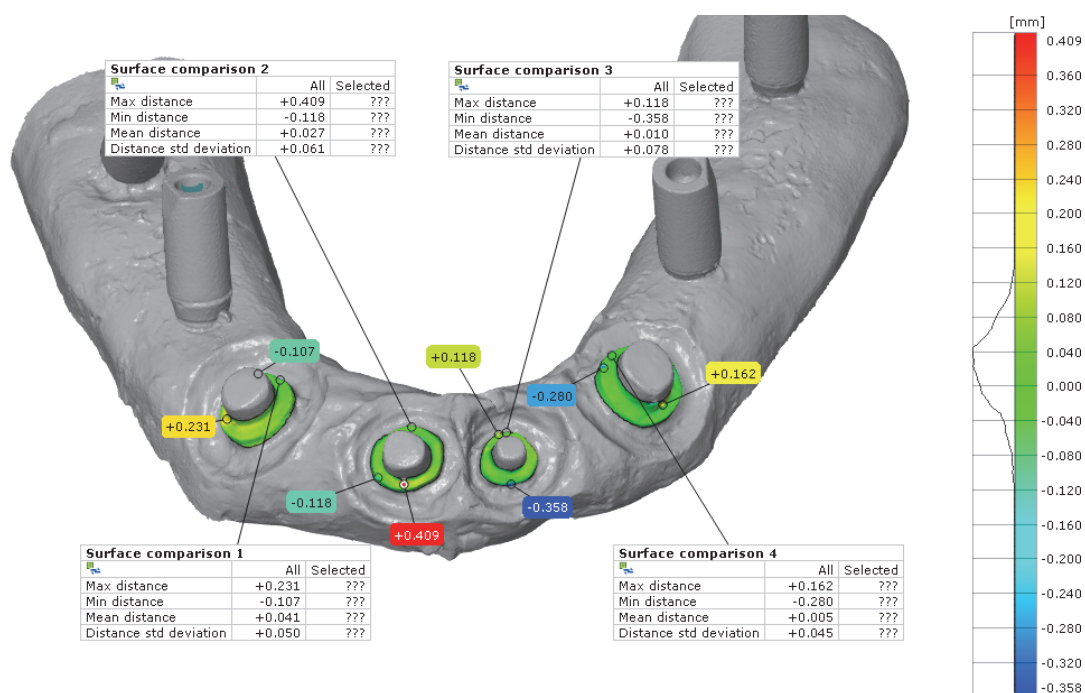
osnovu udaljenosti temena trougla u STL¹ formatu zapisa podataka). Rezultati CAD-inspekcije, uzeti u obzir u okviru daljih analiza, su: maksimalno odstupanje, minimalno odstupanje, srednja vrednost odstupanja (za definisanu zonu stepenika patrljka) i vrednost standardne devijacije (Slika 16b).



Slika 16. a) Selektovana površina patrljka koja je ulazila u analizu; b) Primer prikaza CAD-inspekcije selektovane površine na jednom patrljku

Zone na poligonalnim 3D modelima (Slika 17) koje se nalaze ispod površine master modela (negativna odstupanja) označene su nijansama plave boje, dok su zone koje se nalaze iznad površine (pozitivna odstupanja) označene nijansama žute, narandžaste i crvene boje. Zelenom su predstavljene zone koje se poklapaju kod master i eksperimentalnog modela (nema odstupanja ili su neznatna). Pomoću grafički predstavljenih oblačića, označena su kritična mesta (maksimalna pozitivna i negativna odstupanja) u okviru definisanih zona sa numeričkim vrednostima, dok su u tabelarnom obliku date i numeričke vrednosti srednjeg odstupanja i standardne devijacije za ukupnu definisanu površinu svakog patrljka (Slika 17).

¹ 3D model u STL (eng. *Standard Tessellation Language*) formatu zapisa podataka interpretiran je preko velikog broja međusobno povezanih trouglova, gde svaka dva susedna trougla imaju dva zajednička temena i jednu zajedničku stranicu. Temena ovih trouglova definisana su u Dekartovom koordinatnom sistemu u vidu Dekartovih koordinata x , y , z i sa vektorima normala i , j , k .

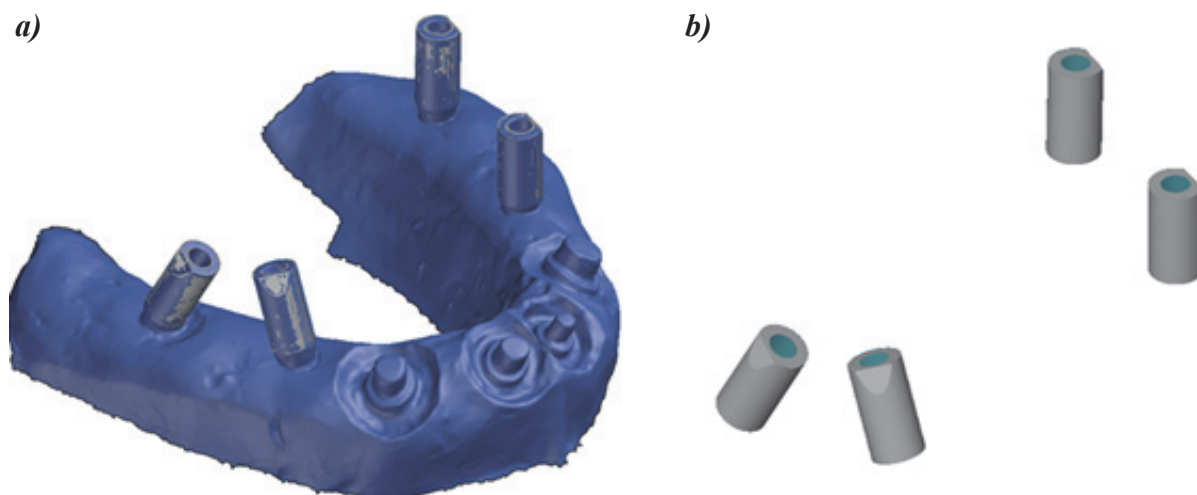


Slika 17. Primer dobijenih rezultata primenom CAD-inspekcije

3.9.2 Geometrijska analiza implanata

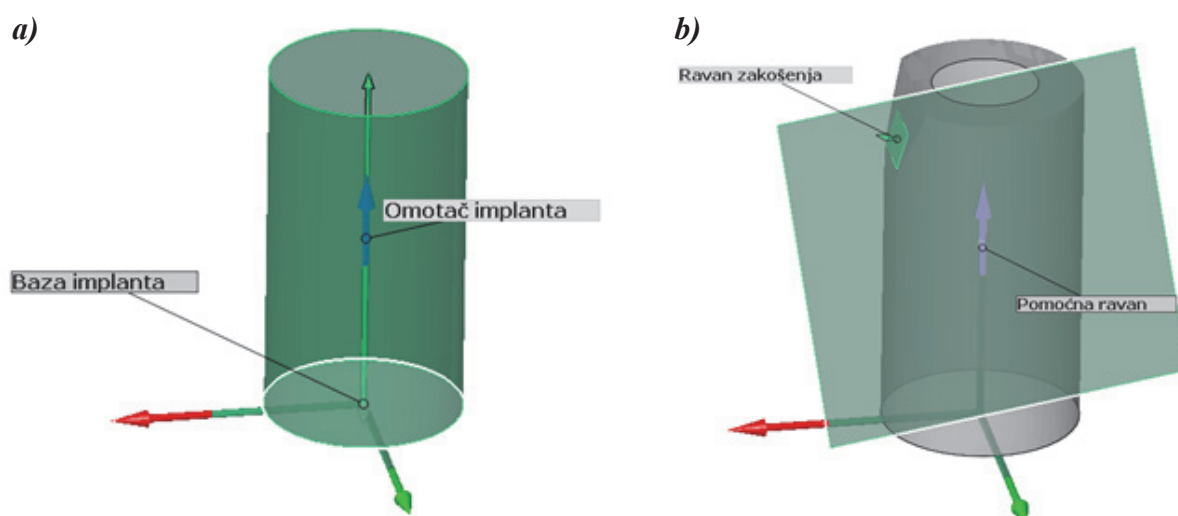
3.9.2.1 Priprema virtuelnog master modela

Master model je nosilac nominalne geometrije koji je korišćen za analizu odstupanja skeniranih eksperimentalnih 3D modela dobijenih različitim metodama otiskivanja. Pošto je i sam master model dobijen prethodnim skeniranjem, pozicije baze angularnih i paralelnih implanta nije bilo moguće tačno odrediti. Kako bi se utvrdila tačna pozicija baze implanta i omogućila tačna komparacija i analiza odstupanja na 3D eksperimentalnim modelima izvršen je uvoz 3D modela implanta iz Štraumanove (*Straumann*) biblioteke i njegovo pozicioniranje na master modelu metodom idealnog preklapanja odnosno *best-fit* (eng., prim. aut.). Postupak uvoza i pozicioniranja ponovljen je za sve implante (Slika 18).



Slika 18. Pozicioniranje implanata (uvezenih iz biblioteke) na master modelu metodom best-fit
 a) Prikaz pozicioniranih implanata sa master modelom; b) Prikaz pozicioniranih implanata bez master modela

Na svakom uvezenom implantu kreiran je lokalni koordinatni sistem. Koordinatni počeci $[X = 0, Y = 0, Z = 0]$ lokalnih koordinatnih sistema postavljeni su u centre kružnica koje čine bazu implanta, sa sledećom orijentacijom koordinatnih osa (Slika 19a): X i Y osa leže u baznoj ravni implanta dok se Z osa poklapa sa osom implanta. Da bi se u potpunosti odredio pravac ose Y, kreirana je pomoćna ravan koja sadrži osu implanta i normalna je na ravan zakošenja implanta (Slika 19b).



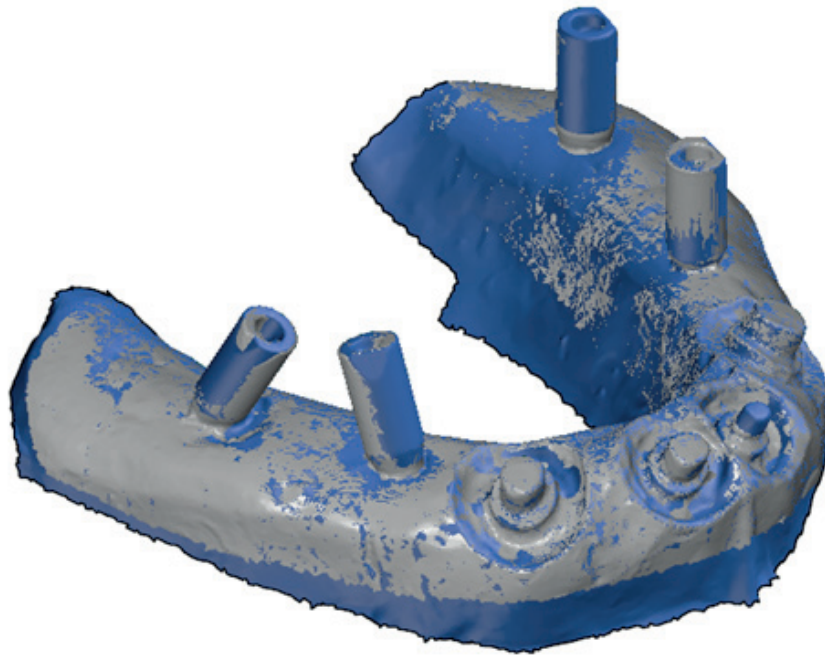
Slika 19. Orijehtacija lokalnog koordinatnog sistema master modela

3.9.2.2 Priprema virtuelnog eksperimentalnog modela

Priprema virtuelnih eksperimentalnih modela je obuhvatala isti postupak kao u slučaju master modela – uvoz CAD modela implanata iz Štraumanove biblioteke, pozicioniranje na skeniranim virtuelnim eksperimentalnim modelima, kreiranje lokalnih koordinatnih sistema (sa pomoćnom ravni) i memorisanje kreiranih modela.

3.9.2.3 Priprema analize odstupanja

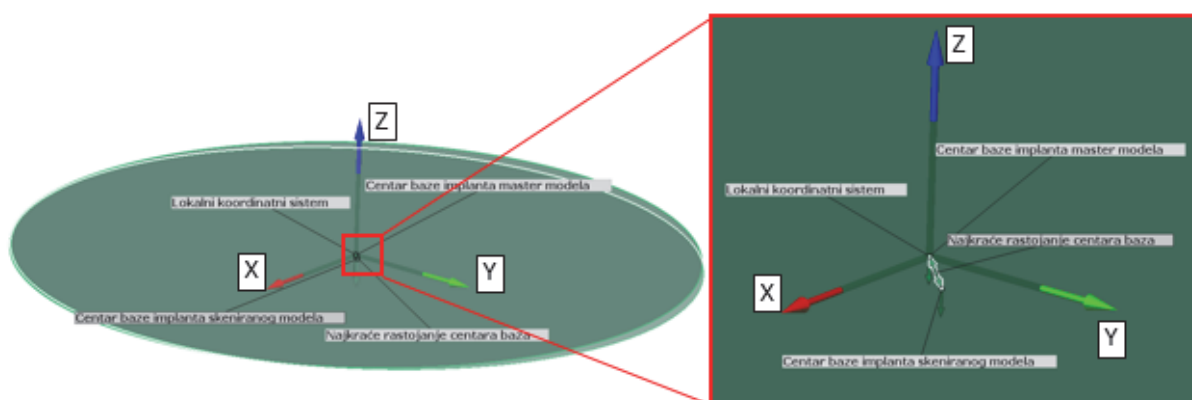
Analiza odstupanja pripremljenih virtuelnih eksperimentalnih modela zahtevala je pripremu koja je podrazumevala njihovo učitavanje i pozicioniranje, odnosno poravnavanje sa virtuelnim master modelom primenom metode *best-fit* (Slika 20). Ovaj postupak je sproveden za svaki pojedinačni virtuelni eksperimentalni model, posebno za svaki virtuelni master model.



Slika 20. Primer poravnavanja eksperimentalnog (sivi) i master (plavi) 3D modela metodom *best-fit*

3.9.2.4 Analiza odstupanja baze skeniranog implanta u odnosu na master model (odstupanje od centra)

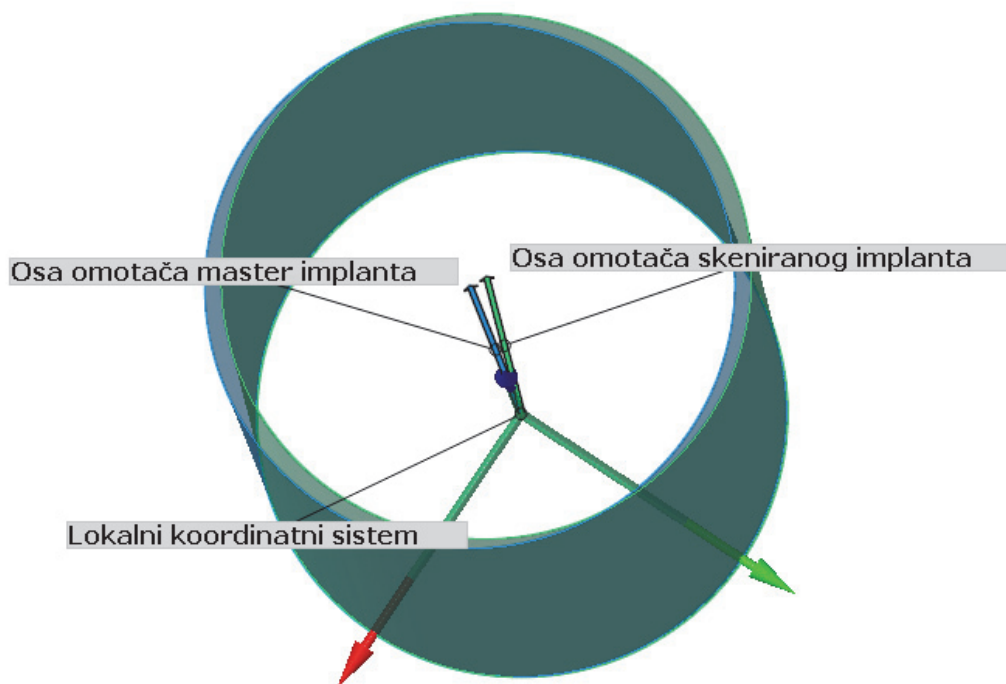
Analiza odstupanja centra baze eksperimentalnog 3D modela sprovedena je u odnosu na koordinatni početak odgovarajućeg lokalnog koordinatnog sistema master modela. Analizom su obuhvaćena odstupanja u pravcima sve tri ose (vrednosti x , y , z), kao i najkraće rastojanje između centra baze i lokalnog koordinatnog početka (xyz) (Slika 21). Isti postupak izvršen je na svim implantima.



Slika 21. *Merenje odstupanja baze implanta skeniranog otiska i master modela*

3.9.2.5 Analiza geometrijskog odstupanja ose omotača skeniranog implanta u odnosu na master model (ugao odstupanja)

Postupak analize geometrijskog odstupanja ose omotača skeniranog implanta u odnosu na osu omotača implanta master modela izvršen je proračunom apsolutnog ugla između osa (Slika 22).



Slika 22. *Analiza odstupanja ose omotača skeniranog implanta u odnosu na osu omotača implanta master modela*

3.10 Statistička obrada podataka

Na osnovu prikupljenih podataka kreirana je baza podataka koja je za potrebe statističke analize obrađena specijalizovanim softverom za statističke analize SPSS 20.0.

Rezultati istraživanja prikazani su tabelarno i grafički. Broj podataka po grupama prikazan je u obliku učestalosti (frekvencija) i relativnih odnosa (procenata), a numerički putem srednjih vrednosti (aritmetička sredina), opsega (minimum i maksimum), mera varijabiliteta (standardna devijacija) i grafičkim prikazom.

U radu je ispitivano postojanje statistički značajnih razlika u prikupljenim pokazateljima između metoda, implanata i materijala.

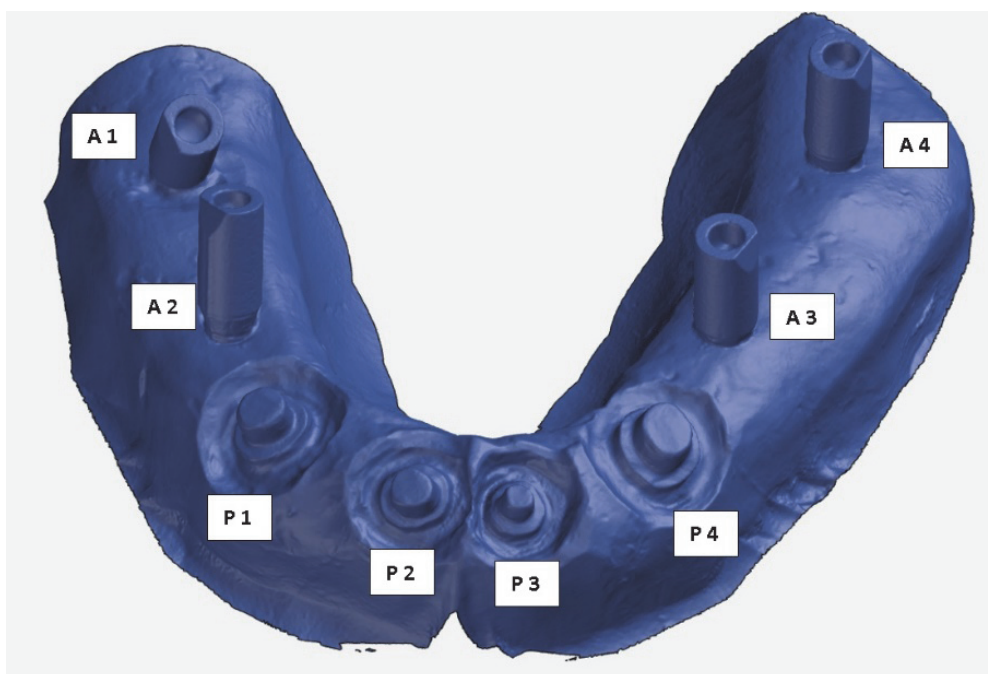
Utvrđivanje statistički značajnih razlika odstupanja od centra i ugla odstupanja kod implanata analizirano je pomoću Multivarijacione analize varijanse (MANOVA) i Analize varijanse (ANOVA) za sve kombinacije metoda, implanata i materijala.

Analiza brušenih patrljaka sprovedena je tehnikom Analize varijanse (ANOVA). Za prag statističke značajnosti uzeta je verovatnoća 5% ($p < 0,05$).

4. REZULTATI

Obrada podataka dobijenih u okviru geometrijske analize obuhvatila je dve velike grupe: grupu patrljaka i grupu implanata. Zbog nekompatibilnosti rezultata analize ove dve grupe, rezultati su obrađeni za svaku grupu posebno.

U cilju jasnijeg predstavljanja rezultata, definisani su i obeleženi parametri obuhvaćeni analizom na referentnim (master) i eksperimentalnim 3D modelima. Patrljci su obeleženi simbolom P od 1 do 4, dok su implantati obeleženi simbolom A, gde su A1 i A2 podrazumevali angulirane implante, a A3 i A4 paralelne implante (Slika 23).



Slika 23. Parametri obuhvaćeni analizom, P 1–4 (patrljci) i A 1–4 (implanti)

Za potrebe tabelarnog i grafičkog prikaza rezultata, metode otiskivanja su skraćeno obeležene sa: otvorena, zatvorena i splint; otisni materijali su označeni skraćenicama PVS za adicio-ni silikon (*polyvinyl siloxane*) i PE za polietar (*polyether*); a skeneri svojim skraćenim imenima *D900L* i *Identica Blue*. Dakle, za svaki uzorak prikazane su tri tabele sa rezultatima odstupanja. Zbog velikog broja uzoraka i obimnih rezultata, ovde su prikazani samo primeri rezultata za jedan uzorak i za oba korišćena skenera (Tabele 3 i 4), dok je kompletan izveštaj o merenju dat u Prilogu („Rezultati merenja CAD-inspekcijom“, str. 101).

Tabela 3. Prikaz rezultata analize odstupanja za uzorak br. 1 (Otvorena metoda, Adicioni silikon/PVS, Identica Blue skener) za sve tri grupe parametara: a) patrljci; b) angulirani implantanti i c) paralelni implantanti

a)

Br. uzorka	Naziv	Grupa 1	Min. udaljenost [mm]	Max. udaljenost [mm]	Standardna devijacija [mm]	Srednja vrednost [mm]
1	Otvorena 1 (PVS) <i>Identica Blue</i>	P1	-0,183	+0,498	+0,087	+0,037
		P2	-0,213	+0,176	+0,047	+0,015
		P3	-0,222	+0,202	+0,028	0,013
		P4	-0,324	+0,354	+0,057	+0,008

b)

Br. uzorka	Naziv	Grupa 2	Udaljenost baze skeniranog abatmenta od baze nominalnog abatmenta [mm]				Uglovi osa cilindra u odnosu na bazu [°]	
			x	y	z	xyz	xyz	
1	Otvorena 1 (PVS) <i>Identica Blue</i>	A1	-0,0015	0,0212	-0,0050	0,0219	1,5520°	1° 33' 7"
		A2	-0,0210	-0,0421	-0,0010	0,0471	0,2871°	0° 16' 54"

c)

Br. uzorka	Naziv	Grupa 3	Udaljenost baze skeniranog abatmenta od baze nominalnog abatmenta [mm]				Uglovi osa cilindra u odnosu na bazu [°]	
			x	y	z	xyz	xyz	
1	Otvorena 1 (PVS) <i>Identica Blue</i>	A3	-0,0524	0,0210	0,0058	0,0568	1,1729°	1° 10' 22"
		A4	0,0294	0,0392	-0,0030	0,0491	0,2962°	0° 17' 46"

Tabela 4. Prikaz rezultata analize odstupanja za uzorak br. 31 (Otvorena metoda, Adicioni silikon/PVS, D900L skener) za sve tri grupe parametara: a) patrljci; b) angulirani implantanti i c) paralelni implantanti

a)

Br. uzorka	Naziv	Grupa 1	Min. udaljenost [mm]	Max. udaljenost [mm]	Standardna devijacija [mm]	Srednja vrednost [mm]
31	Otvorena 1 (PVS) D900L	P1	-0,261	+0,546	+0,093	+0,039
		P2	-0,187	+0,521	+0,068	+0,021
		P3	-0,080	+0,412	+0,051	0,020
		P4	-0,326	+0,267	+0,050	+0,010

b)

Br. uzorka	Naziv	Grupa 2	Udaljenost baze skeniranog abatmenta od baze nominalnog abatmenta [mm]				Uglovi osa cilindra u odnosu na bazu [°]	
			x	y	z	xyz	xyz	
31	Otvorena 1 (PVS) D900L	A1	0,0028	-0,0061	0,0010	0,0067	1,4504°	1° 27' 1"
		A2	-0,0232	-0,0386	-0,0119	0,0466	0,2171°	0° 13' 2"

c)

Br. uzorka	Naziv	Grupa 3	Udaljenost baze skeniranog abatmenta od baze nominalnog abatmenta [mm]				Uglovi osa cilindra u odnosu na bazu [°]	
			x	y	z	xyz	xyz	
31	Otvorena 1 (PVS) D900L	A3	0,0353	0,0280	-0,0155	0,0477	1,9010°	0° 54' 4"
		A4	0,0178	0,0273	-0,0073	0,0334	0,3535°	0° 21' 13"

4.1 Rezultati prostornog odstupanja implanata

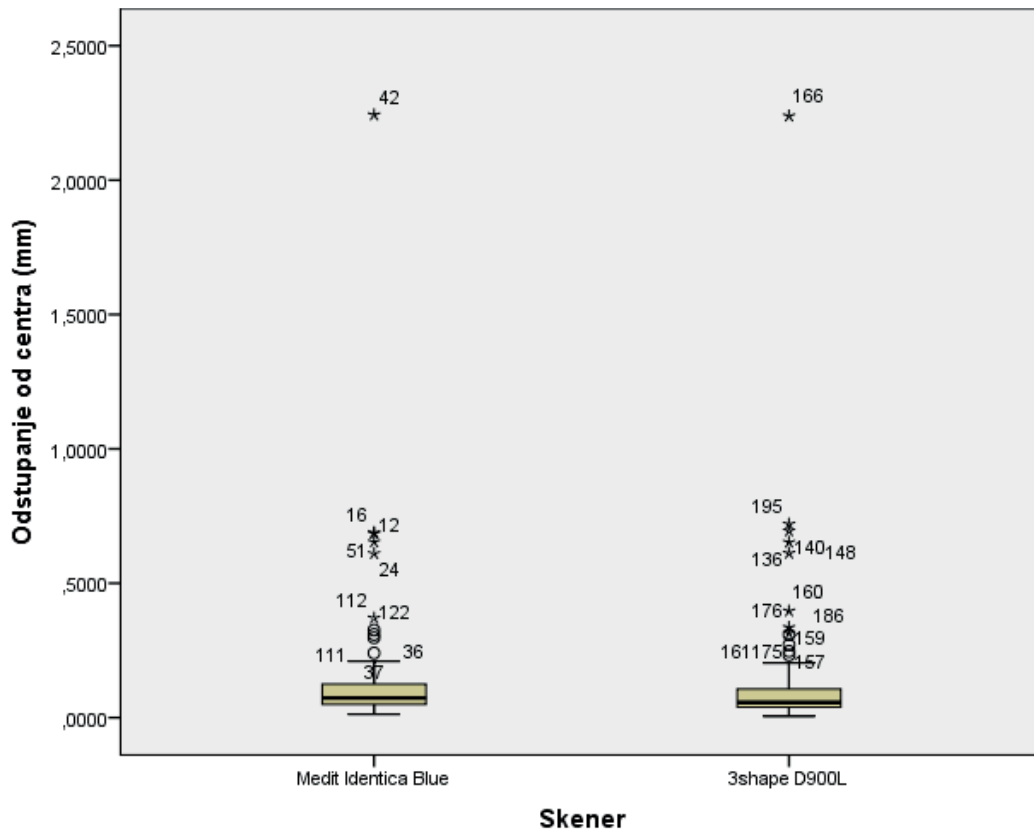
Pošto su podaci prikupljeni na dva različita skenera, prvi korak u analizi bio je ispitivanje razlika u očitavanjima na skenerima (Tabele 5 i 6, Grafik 1 i 2).

Tabela 5. Odstupanja od centra baze implanta kod obe grupe implanata (A 1–4), za sve uzorke i obe vrste skenera

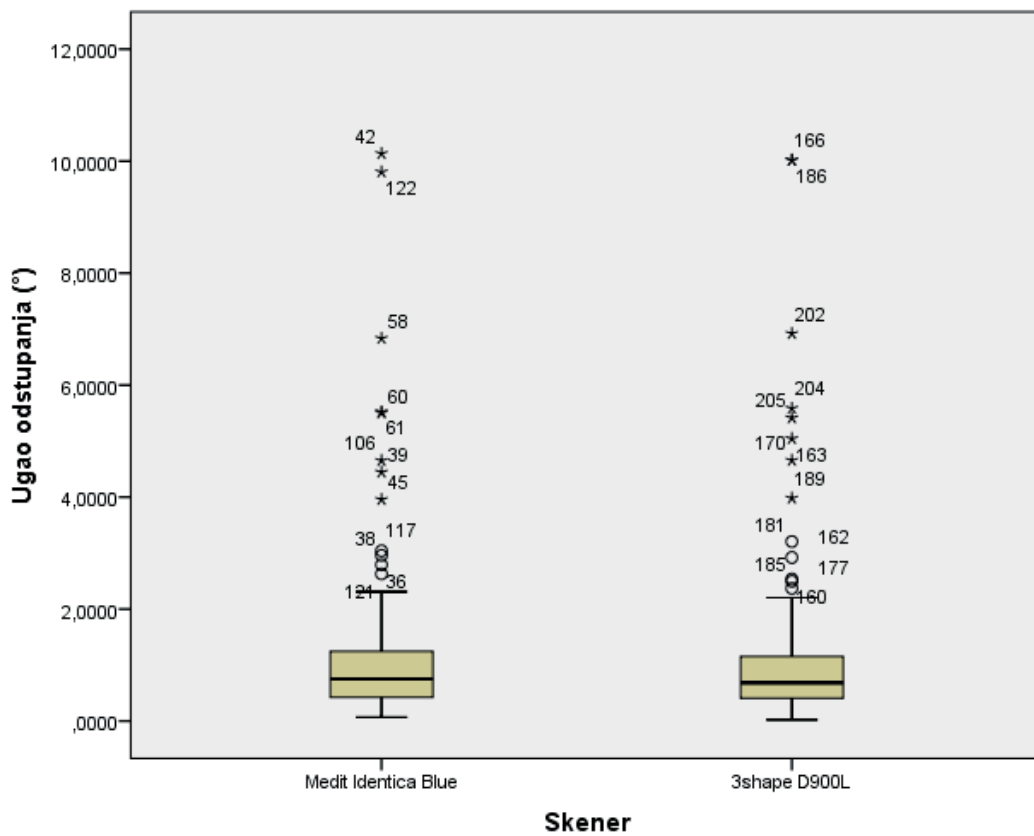
Skener	N	Minimum (mm)	Maksimum (mm)	Prosečna vrednost (mm)	Standardna devijacija (mm)
<i>Medit Identica Blue</i>	120	0,0123	2,2427	0,126113	0,2294347
<i>3Shape D900L</i>	120	0,0057	2,2387	0,119483	0,2331882

Tabela 6. Ugaona odstupanja implanata kod obe grupe implanata (A 1–4), za sve uzorke i obe vrste skenera

Skener	N	Minimum (°)	Maksimum (°)	Prosečna vrednost (°)	Standardna devijacija (°)
<i>Medit Identica Blue</i>	120	0,0676	10,1353	1,236813	1,6095289
<i>3Shape D900L</i>	120	0,0240	10,0169	1,175068	1,6384011

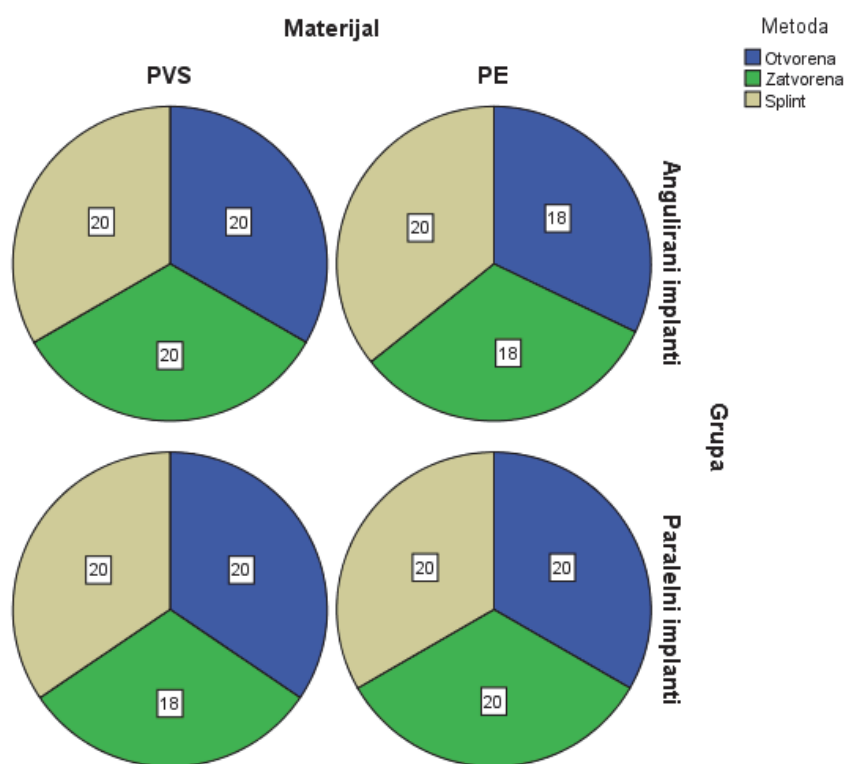


Grafik 1. Grafički prikaz rezultata analize odstupanja od centra za obe vrste skenera



Grafik 2. Grafički prikaz rezultata analize ugla odstupanja za obe vrste skenera

Zbog prisutnih nekoliko rezultata sa značajnim odstupanjem, pristupljeno je modifikaciji podataka. Podaci za koje je ustanovljeno da predstavljaju ekstreme (slučajne greške merenja tokom digitalizacije) isključeni su iz dalje analize. Podaci koji su isključeni (unutar jednog merenja) zamenjeni su sledećom maksimalnom vrednošću iz preostalih rezultata te grupe. Ustanovljeno je da 6 podataka treba ukloniti iz dalje analize – po 3 sa oba skenera: 2 iz otvorene metode, 4 iz zatvorene metode, 2 iz grupe paralelnih implanata i 4 iz grupe anguliranih implanata, 2 u grupi adicisionih silikona i 4 u grupi polietara (Grafik 3).



Grafik 3. Prikaz broja uzoraka koji su ušli u statističku obradu nakon prilagođavanja rezultata

Pokazatelji deskriptivne statistike za oba skenera, nakon prilagođavanja ulaznih podataka, prikazani su u Tabelama 7 i 8:

Tabela 7. Odstupanje od centra (mm)

Skener	N	Minimum	Maksimum	Prosečna vrednost	Standardna devijacija
<i>Medit Identica Blue</i>	117	0,0123	0,2469	0,089643	0,0603954
<i>3Shape D900L</i>	117	0,0057	0,2469	0,081853	0,0656905

Tabela 8. Ugao odstupanja (°)

Skener	N	Minimum	Maksimum	Prosečna vrednost	Standardna devijacija
<i>Medit Identica Blue</i>	117	0,0676	2,6283	0,938460	0,6876394
<i>3Shape D900L</i>	117	0,0240	2,6283	0,868769	0,6844032

Nakon uvodne analize, sprovedena je provera tačnosti skenera. Primenom multivarijacione analize varijanse ustanovljeno je da ne postoje statistički značajne razlike u rezultatima odstupanja od centra i ugla odstupanja na različitim skenerima $F(2,231) = 0,572$; $p = 0,565$. To je statistički opravdalo isključenje skenera kao grupišuće varijable, odnosno objedinjavanje podataka sa oba skenera za dalju analizu.

Grupe su podeljene na podgrupe, u odnosu na poređenja koja su vršena u istraživanju:

- 3 grupe primenjene metode otiskivanja (otvorena, zatvorena i splint),
- 2 grupe implanata (angulirani i paralelni) i
- 2 grupe otisnih materijala (adicioni silikoni/PVS i polietri/PE).

Deskriptivna statistika za parametar udaljenost od centra baze implanta po grupama prikazana je u Tabeli 9 i Grafiku 4, a za parametar ugao odstupanja u Grafiku 5.

Tabela 9. Udaljenost od centra baze implanta (mm): a) u grupi metoda, b) u grupi implanata, c) u grupi materijala

a)

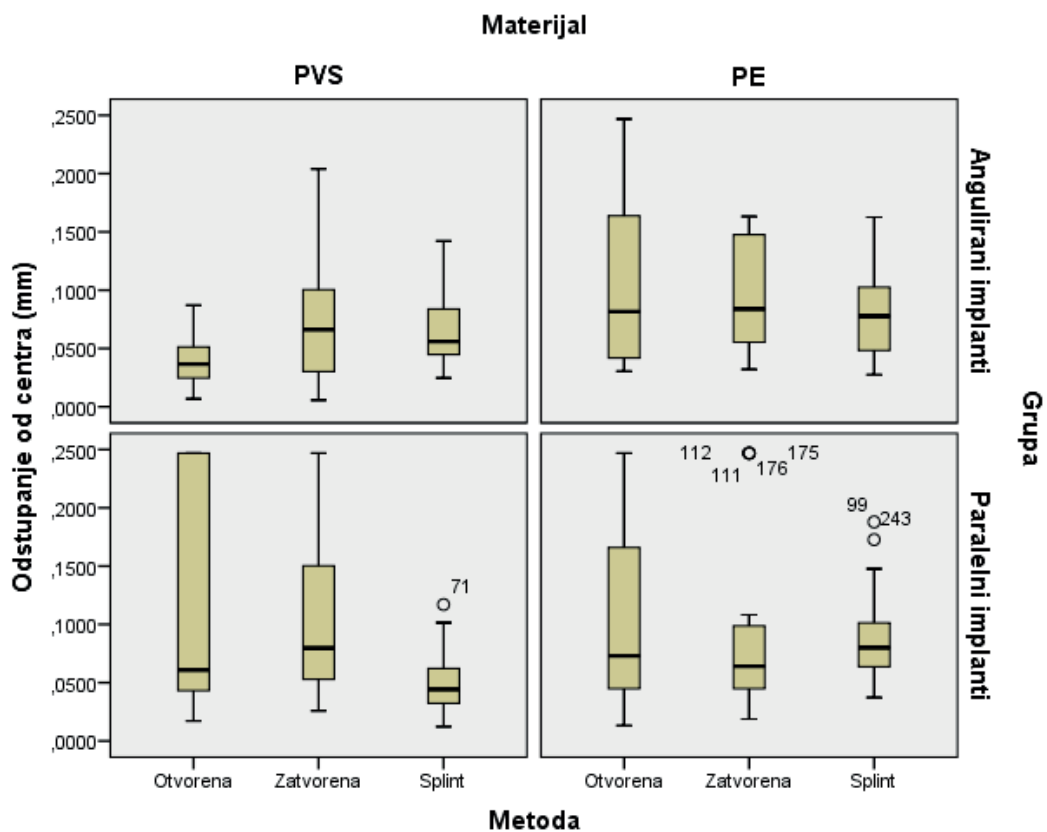
Metoda	N	Minimum	Maksimum	Prosečna vrednost	Standardna devijacija
Otvorena	78	0,0067	0,2469	0,091404	0,0775969
Zatvorena	76	0,0057	0,2469	0,093911	0,0663591
Splint	80	0,0123	0,1879	0,072479	0,0376010

b)

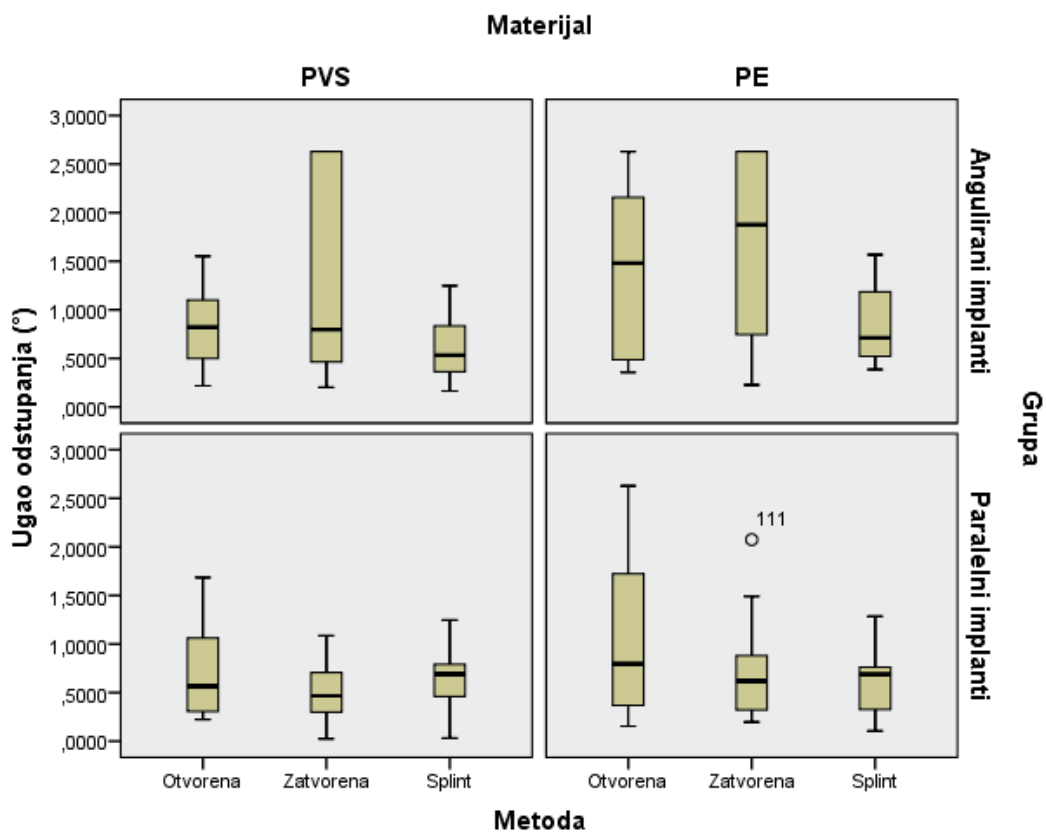
Implanti	N	Minimum	Maksimum	Prosečna vrednost	Standardna devijacija
Angulirani implant	116	0,0057	0,2469	0,078283	0,0527126
Paralelni implant	118	0,0123	0,2469	0,093086	0,0713053

c)

Materijal	N	Minimum	Maksimum	Prosečna vrednost	Standardna devijacija
PVS	118	0,0057	0,2469	0,074590	0,0613667
PE	116	0,0132	0,2469	0,097098	0,0630389



Grafik 4. Grafički prikaz distribucije udaljenosti od centra prema svim relevantnim podelama



Grafik 5. Grafički prikaz distribucije ugla odstupanja prema svim relevantnim podelama

Kao što se može videti sa grafikona, podaci nisu ukazali na probleme sa ekstremnim rezultatima ni za jednu kombinaciju grupa, ni za jednu posmatranu veličinu, što je bila ključna pretpostavka za daljnju primenu multivarijacione analize varijanse.

Daljnja analiza obuhvatala je deskriptivnu statistiku za kombinaciju grupa po oba merena parametra, odstupanje od centra i ugao odstupanja (Tabele 10 i 11).

Tabela 10. Prikaz odstupanja od centra baze implanta (mm) za kombinaciju grupa

Metoda	Implanti	Materijal	N	Prosečna vrednost	Standardna devijacija
Otvorena	Angulirani implantanti	PVS	20	0,041	0,021
		PE	18	0,111	0,078
		Total	38	0,074	0,065
	Paralelni implantanti	PVS	20	0,110	0,094
		PE	20	0,105	0,079
		Total	40	0,108	0,085
	Total	PVS	40	0,076	0,076
		PE	38	0,108	0,077
		Total	78	0,091	0,078
Zatvorena	Angulirani implantanti	PVS	20	0,077	0,058
		PE	18	0,099	0,049
		Total	38	0,088	0,055
	Paralelni implantanti	PVS	18	0,107	0,073
		PE	20	0,094	0,081
		Total	38	0,100	0,076
	Total	PVS	38	0,091	0,066
		PE	38	0,097	0,067
		Total	76	0,094	0,066
Splint	Angulirani implantanti	PVS	20	0,065	0,029
		PE	20	0,082	0,038
		Total	40	0,073	0,035
	Paralelni implantanti	PVS	20	0,051	0,028
		PE	20	0,092	0,041
		Total	40	0,071	0,041
	Total	PVS	40	0,058	0,029
		PE	40	0,087	0,040
		Total	80	0,072	0,038
Total	Angulirani implantanti	PVS	60	0,061	0,042
		PE	56	0,097	0,057
		Total	116	0,078	0,053
	Paralelni implantanti	PVS	58	0,089	0,074
		PE	60	0,097	0,069
		Total	118	0,093	0,071
	Total	PVS	118	0,075	0,061
		PE	116	0,097	0,063
		Total	234	0,041	0,021

Tabela 11. Prikaz ugla odstupanja implanta (°) za kombinaciju grupa

Metoda	Grupa	Materijal	N	Prosečna vrednost	Standardna devijacija
Otvorena	Angulirani implantati	PVS	20	0,851	0,392
		PE	18	1,365	0,868
		Total	38	1,094	0,702
	Paralelni implantati	PVS	20	0,708	0,418
		PE	20	1,167	0,890
		Total	40	0,938	0,725
	Total	PVS	40	0,779	0,407
		PE	38	1,261	0,873
		Total	78	1,014	0,714
Zatvorena	Angulirani implantati	PVS	20	1,284	0,988
		PE	18	1,660	0,918
		Total	38	1,462	0,961
	Paralelni implantati	PVS	18	0,502	0,297
		PE	20	0,721	0,505
		Total	38	0,617	0,429
	Total	PVS	38	0,913	0,835
		PE	38	1,166	0,862
		Total	76	1,040	0,853
Splint	Angulirani implantati	PVS	20	0,606	0,322
		PE	20	0,817	0,376
		Total	40	0,712	0,361
	Paralelni implantati	PVS	20	0,644	0,319
		PE	20	0,601	0,296
		Total	40	0,622	0,305
	Total	PVS	40	0,625	0,317
		PE	40	0,709	0,351
		Total	80	0,667	0,335
Total	Angulirani implantati	PVS	60	0,914	0,690
		PE	56	1,264	0,818
		Total	116	1,083	0,772
	Paralelni implantati	PVS	58	0,622	0,355
		PE	60	0,830	0,653
		Total	118	0,727	0,536
	Total	PVS	118	0,770	0,569
		PE	116	1,039	0,766
		Total	234	0,904	0,685

Statistika testa multivarijacione analize varijanse ukazala je na postojanje statistički značajne razlike u prosečnim rezultatima odstupanja od centra i ugla odstupanja prema različitim metodama $F(4,444) = 4,868$; $p = 0,001$.

Statistikom testa multivarijacione analize varijanse dokazano je da postoje statistički značajne razlike u prosečnim rezultatima odstupanja od centra i ugla odstupanja prema različitim grupama implanata $F(2,221) = 17,33$; $p < 0,001$.

Statistika testa multivarijacione analize varijanse ukazala je da postoje statistički značajne razlike u prosečnim merenjima rezultata od centra i ugla odstupanja i prema različitim materijalima $F(2,221) = 8,071$; $p < 0,001$.

Statistika testa multivarijacione analize varijanse dokazala je da je interakcija metode i grupe implanata takođe statistički značajna $F(4,444) = 6,01$; $p < 0,001$.

Univarijaciona analiza varijanse, koja analizira svaki tip merenja posebno, ukazala je da se prosečno odstupanje od centra statistički značajno razlikuje prema primenjenoj metodi $F(2,222) = 3,111$; $p = 0,047$ i materijalu $F(1,222) = 7,936$; $p = 0,005$. Poređenje po parovima sprovedeno je LSD *post hoc* analizom (Tabela 12).

Tabela 12. P-vrednosti *post hoc* analize za odstupanje od centra prema različitim metodama

Zavisna varijabla	Metoda (I)	Metoda (J)	Razlika prosečnih vrednosti (I–J)	Standardna greška	p-vrednost
Odstupanje od centra (mm)	Otvorena	Zatvorena	-0,002507	0,0097216	0,797
		Splint	0,018925*	0,0095977	0,050
	Zatvorena	Otvorena	0,002507	0,0097216	0,797
		Splint	0,021432*	0,0096614	0,028
	Splint	Otvorena	-0,018925*	0,0095977	0,050
		Zatvorena	-0,021432*	0,0096614	0,028

Statistički značajno manja prosečna odstupanja nastala su primenom splint metode (0,072) u poređenju sa otvorenom (0,091) i zatvorenom (0,0939), dok između otvorene i zatvorene odstupanja nisu bila statistički značajna. Statistički značajna razlika prema materijalu ukazala je da PVS (0,075) dovodi u proseku do manjih odstupanja od PE (0,097).

Prosečan ugao odstupanja se statistički značajno razlikovao prema metodi $F(2,222) = 3,111$; $p < 0,001$; grupi $F(1,222) = 22,177$; $p < 0,001$; materijalu $F(1,222) = 13,316$; $p < 0,001$; kao i interakciji između metode i grupe $F(2,222) = 9,408$; $p < 0,001$. Poređenje po parovima sprovedeno je LSD *post hoc* analizom (Tabela 13).

Tabela 13. *P-vrednosti post hoc analize za ugao odstupanja prema različitim metodama*

Zavisna varijabla	Metoda (I)	Metoda (J)	Razlika prosečnih vrednosti (I–J)	Standardna greška	p-vrednost
Ugao odstupanja (°)	Otvorena	Zatvorena	-0,025567	0,0976882	0,794
		Splint	0,347020*	0,0964433	0,000
	Zatvorena	Otvorena	0,025567	0,0976882	0,794
		Splint	0,372587*	0,0970837	<0,001
	Splint	Otvorena	-0,347020*	0,0964433	<0,001
		Zatvorena	-0,372587*	0,0970837	<0,001

Splint metoda (0,667) dala je statistički značajno manja prosečna odstupanja ugla od otvorene (1,014) i zatvorene metode (1,040), dok između otvorene i zatvorene razlike nisu bile statistički značajne. Paralelni implantati (0,727) su u proseku imali statistički značajno manji ugao odstupanja od anguliranih (1,083). Prosečna odstupanja ugla kod PVS (0,770) bila su statistički značajno manja od PE (1,039).

Analiza varijanse primenjena je u pokušaju da se odredi najbolja kombinacija metode i materijala, za svaku grupu implanata za parametar odstupanja od centra (Tabela 14).

Tabela 14. Prikaz prosečnog odstupanja od centra (mm) za sve moguće kombinacije metode, grupe implanata i materijala

Kombinacije	N	Prosečna vrednost	Standardna devijacija
Otvorena, Angulirani implant, PVS	20	0,041	0,021
Otvorena, Angulirani implant, PE	18	0,111	0,078
Otvorena, Paralelni implant, PVS	20	0,110	0,094
Otvorena, Paralelni implant, PE	20	0,105	0,079
Zatvorena, Angulirani implant, PVS	20	0,077	0,058
Zatvorena, Angulirani implant, PE	18	0,099	0,049
Zatvorena, Paralelni implant, PVS	18	0,107	0,073
Zatvorena, Paralelni implant, PE	20	0,094	0,081
Splint, Angulirani implant, PVS	20	0,065	0,029
Splint, Angulirani implant, PE	20	0,082	0,038
Splint, Paralelni implant, PVS	20	0,051	0,028
Splint, Paralelni implant, PE	20	0,092	0,041
Total	234	0,086	0,063

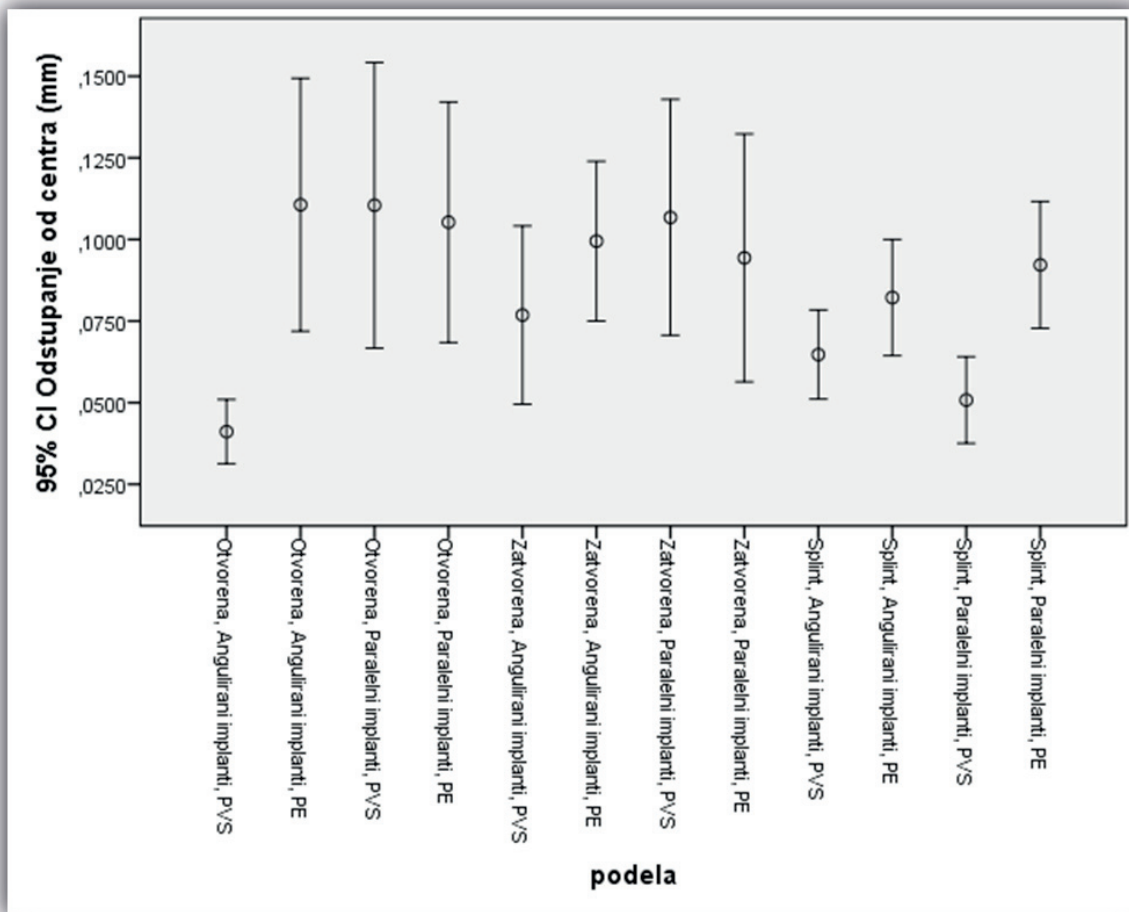
Statistika testa je pokazala da postoje statistički značajne razlike u prosečnom odstupanju od centra prema kombinaciji $F(11,222) = 2,989$; $p = 0,001$.

Analiza po parovima omogućila je sledeće zaključke (Tabela 15 i Grafik 6):

- Za podgrupu Anguliranih implanata, prosečna odstupanja od centra za kombinaciju Otvorena/PVS su statistički značajno manja u odnosu na Splint/PE, Zatvorena/PE i Otvorena/PE, a ne pokazuju statistički značajnu razliku u poređenju sa Splint/PVS i Zatvorena/PVS.
- Za podgrupu Paralelnih implanata, prosečna odstupanja od centra za kombinaciju Splint/PVS su statistički značajno manja u odnosu na Splint/PE, Zatvorena/PE, Otvorena/PE, Zatvorena/PVS i Otvorena/PVS.

Tabela 15. *P-vrednosti post hoc analize za sve moguće kombinacije grupa (odstupanje od centra (mm))*

Prosečna odstupanja	Kombinacije	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12
0,041	1 Otvorena, Angulirani implant, PVS		0,613	0,217	0,062	0,032	0,008	0,006	0,003	0,001	0,001	0,000	0,000
0,051	2 Splint, Paralelni implant, PVS	0,613		0,466	0,173	0,101	0,031	0,023	0,014	0,005	0,005	0,002	0,003
0,065	3 Splint, Angulirani implant, PVS	0,217	0,466		0,526	0,361	0,151	0,122	0,077	0,035	0,033	0,017	0,020
0,077	4 Zatvorena, Angulirani implant, PVS	0,062	0,173	0,526		0,780	0,422	0,359	0,249	0,137	0,128	0,079	0,086
0,082	5 Splint, Angulirani implant, PE	0,032	0,101	0,361	0,780		0,601	0,524	0,378	0,227	0,211	0,140	0,148
0,092	6 Splint, Paralelni implant, PE	0,008	0,031	0,151	0,422	0,601		0,909	0,710	0,493	0,458	0,339	0,347
0,094	7 Zatvorena, Paralelni implant, PE	0,006	0,023	0,122	0,359	0,524	0,909		0,794	0,568	0,528	0,399	0,407
0,099	8 Zatvorena, Angulirani implant, PE	0,003	0,014	0,077	0,249	0,378	0,710	0,794		0,768	0,718	0,576	0,580
0,105	9 Otvorena, Paralelni implant, PE	0,001	0,005	0,035	0,137	0,227	0,493	0,568	0,768		0,940	0,786	0,785
0,107	10 Zatvorena, Paralelni implant, PVS	0,001	0,005	0,033	0,128	0,211	0,458	0,528	0,718	0,940		0,850	0,847
0,110	11 Otvorena, Paralelni implant, PVS	0,000	0,002	0,017	0,079	0,140	0,339	0,399	0,576	0,786	0,850		0,993
0,111	12 Otvorena, Angulirani implant, PE	0,000	0,003	0,020	0,086	0,148	0,347	0,407	0,580	0,785	0,847	0,993	



Grafik 6. Grafički prikaz prosečnog odstupanja od centra (mm) za sve moguće kombinacije metode, grupe implanata i materijala

Statistika testa pokazuje da postoje statistički značajne razlike u prosečnom uglu odstupanja prema kombinaciji $F(11,222) = 2,989$; $p = 0,001$.

Analiza varijanse primenjena je u pokušaju da se odredi najbolja kombinacija metode i materijala, za svaku grupu implanata za parametar ugla odstupanja (Tabela 16).

Tabela 16. Prikaz prosečnog ugla odstupanja (°) za sve moguće kombinacije metode, grupe implanata i materijala

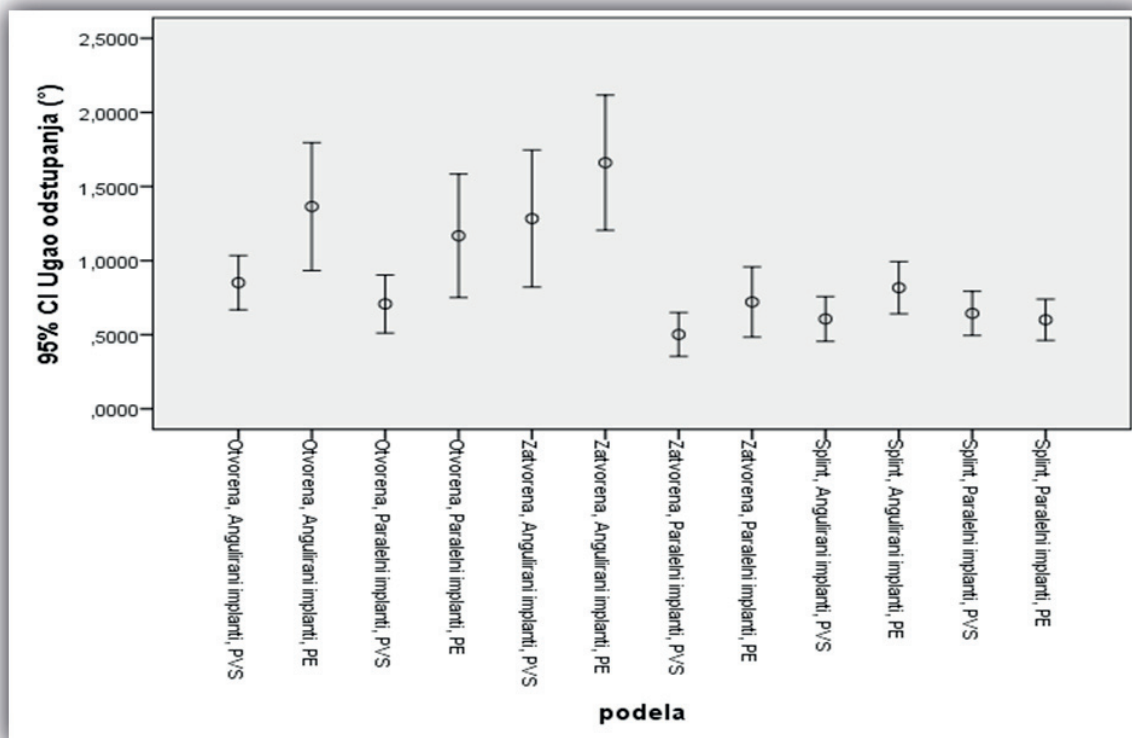
Kombinacije	N	Prosečna vrednost	Standardna devijacija
Otvorena, Angulirani implant, PVS	20	0,851	0,392
Otvorena, Angulirani implant, PE	18	1,365	0,868
Otvorena, Paralelni implant, PVS	20	0,708	0,418
Otvorena, Paralelni implant, PE	20	1,167	0,890
Zatvorena, Angulirani implant, PVS	20	1,284	0,988
Zatvorena, Angulirani implant, PE	18	1,660	0,918
Zatvorena, Paralelni implant, PVS	18	0,502	0,297
Zatvorena, Paralelni implant, PE	20	0,721	0,505
Splint, Angulirani implant, PVS	20	0,606	0,322
Splint, Angulirani implant, PE	20	0,817	0,376
Splint, Paralelni implant, PVS	20	0,644	0,319
Splint, Paralelni implant, PE	20	0,601	0,296
Total	234	0,904	0,685

Analiza po parovima omogućila je sledeće zaključke (Tabela 17 i Grafik 7):

- U podgrupi Anguliranih implanata, kombinacije Splint/PVS, Splint/PE i Otvorena/PVS, imale su statistički značajno manji prosečan ugao odstupanja od kombinacija Zatvorena/PVS, Otvorena/PE i Zatvorena/PE. Između njih nije bilo statistički značajne razlike.
- U podgrupi Paralelnih implanata, kombinacije Zatvorena/PVS, Splint/PE, Splint/PVS, Otvorena/PVS i Zatvorena/PE, nisu pokazale statistički značajne razlike prosečnog ugla odstupanja, ali je kombinacija Otvorena/PE pokazala statistički značajno veći prosečni ugao odstupanja od svih ostalih kombinacija metode i materijala.

Tabela 17. *P-vrednosti post hoc analize za sve moguće kombinacije grupa (ugao odstupanja (°))*

Prosečan ugao odstupanja	Kombinacije	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12
0,502	1 Zatvorena, Paralelni implantanti, PVS		0,615	0,595	0,471	0,297	0,267	0,111	0,077	0,001	0,000	0,000	0,000
0,601	2 Splint, Paralelni implantanti, PE	0,615		0,976	0,822	0,578	0,531	0,260	0,192	0,003	0,000	0,000	0,000
0,606	3 Splint, Angulirani implantanti, PVS	0,595	0,976		0,845	0,598	0,551	0,273	0,203	0,004	0,000	0,000	0,000
0,644	4 Splint, Paralelni implantanti, PVS	0,471	0,822	0,845		0,740	0,688	0,367	0,280	0,007	0,001	0,000	0,000
0,708	5 Otvorena, Paralelni implantanti, PVS	0,297	0,578	0,598	0,740		0,945	0,569	0,454	0,017	0,003	0,001	0,000
0,721	6 Zatvorena, Paralelni implantanti, PE	0,267	0,531	0,551	0,688	0,945		0,617	0,497	0,021	0,004	0,001	0,000
0,817	7 Splint, Angulirani implantanti, PE	0,111	0,260	0,273	0,367	0,569	0,617		0,858	0,069	0,016	0,006	0,000
0,851	8 Otvorena, Angulirani implantanti, PVS	0,077	0,192	0,203	0,280	0,454	0,497	0,858		0,100	0,025	0,010	0,000
1,167	9 Otvorena, Paralelni implantanti, PE	0,001	0,003	0,004	0,007	0,017	0,021	0,069	0,100		0,545	0,318	0,013
1,284	10 Zatvorena, Angulirani implantanti, PVS	0,000	0,000	0,000	0,001	0,003	0,004	0,016	0,025	0,545		0,681	0,057
1,365	11 Otvorena, Angulirani implantanti, PE	0,000	0,000	0,000	0,000	0,001	0,001	0,006	0,010	0,318	0,681		0,145
1,660	12 Zatvorena, Angulirani implantanti, PE	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,013	0,057	0,145	



Grafik 7. Grafički prikaz prosečnog ugla odstupanja (°) za sve moguće kombinacije metode, grupe implanata i materijala

4.2 Rezultati odstupanja brušenih patrljaka

Uvodna obrada podataka dobijenih rezultata odstupanja skeniranih površina na brušenim patrljcima podrazumevala je, takođe, uporednu analizu merenja na oba skenera, u cilju omogućavanja sumiranja svih analiziranih uzoraka u konačnu statističku obradu. Veličine koje su obuhvaćene analizom skeniranih patrljaka bile su maksimalno i minimalno odstupanje, odnosno njihova prosečna vrednost (apsolutno prosečno odstupanje).

Rezultati deskriptivne statistike su dati u Tabeli 18.

Tabela 18. *Apsolutno prosečno odstupanje za parametre P 1–4; a) u grupi skenera, b) u grupi metoda, c) u grupi materijala*

a)

Skener	N	Minimum	Maksimum	Prosečna vrednost	Standardna devijacija
<i>Medit Identica Blue</i>	109	0,0000	0,0640	0,019330	0,0146818
<i>3Shape D900L</i>	110	0,0000	0,0660	0,020991	0,0168716

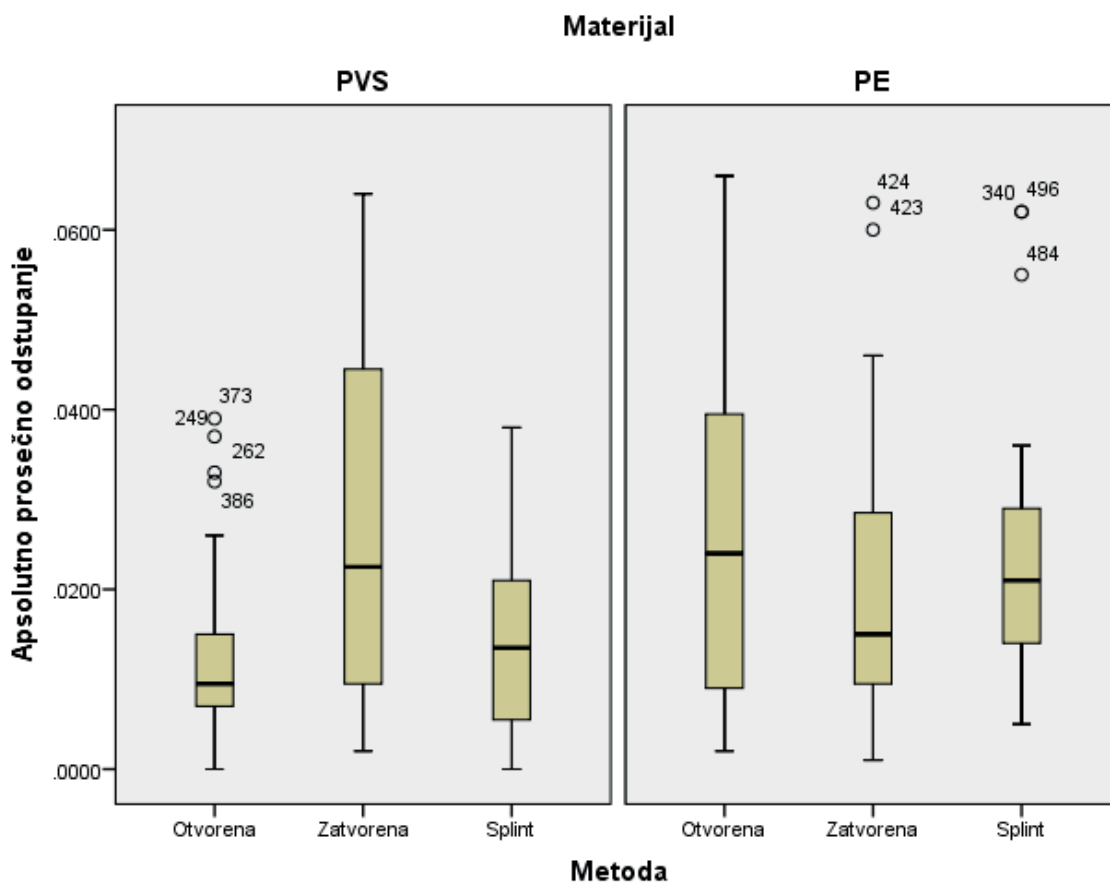
b)

Metoda	N	Minimum	Maksimum	Prosečna vrednost	Standardna devijacija
Otvorena	72	0,0000	0,0660	0,018167	0,0155101
Zatvorena	76	0,0010	0,0640	0,024342	0,0179143
Splint	71	0,0000	0,0620	0,017718	0,0126888

c)

Materijal	N	Minimum	Maksimum	Prosečna vrednost	Standardna devijacija
PVS	120	0,0000	0,0640	0,017758	0,0153146
PE	99	0,0010	0,0660	0,023081	0,0159755

Primenom t-testa ustanovljeno je da ne postoje statistički značajne razlike u prosečnim apsolutnim odstupanjima na različitim skenerima $t(217) = -0,777$; $p = 0,438$; te su sva merenja sumirana i dalje analizirana (Grafik 8).



Grafik 8. Grafički prikaz distribucije apsolutnih prosečnih odstupanja prema metodi i materijalu

Podaci nisu ukazivali na problem sa ekstremnim odstupanjima i urađena je deskriptivna statistika za svaku kombinaciju grupa.

Statistika testa analize varijanse pokazala je da postoje statistički značajne razlike u prosečnom apsolutnom odstupanju prema metodi $F(2,213) = 3,452$; $p = 0,033$.

Statistika testa analize varijanse ukazala je na postojanje statistički značajne razlike u prosečnom apsolutnom odstupanju i prema materijalu $F(1,213) = 7,271$; $p = 0,008$.

Interakcija između metode i materijala je takođe dokazala statističku značajnost $F(2,213) = 9,739$; $p < 0,001$.

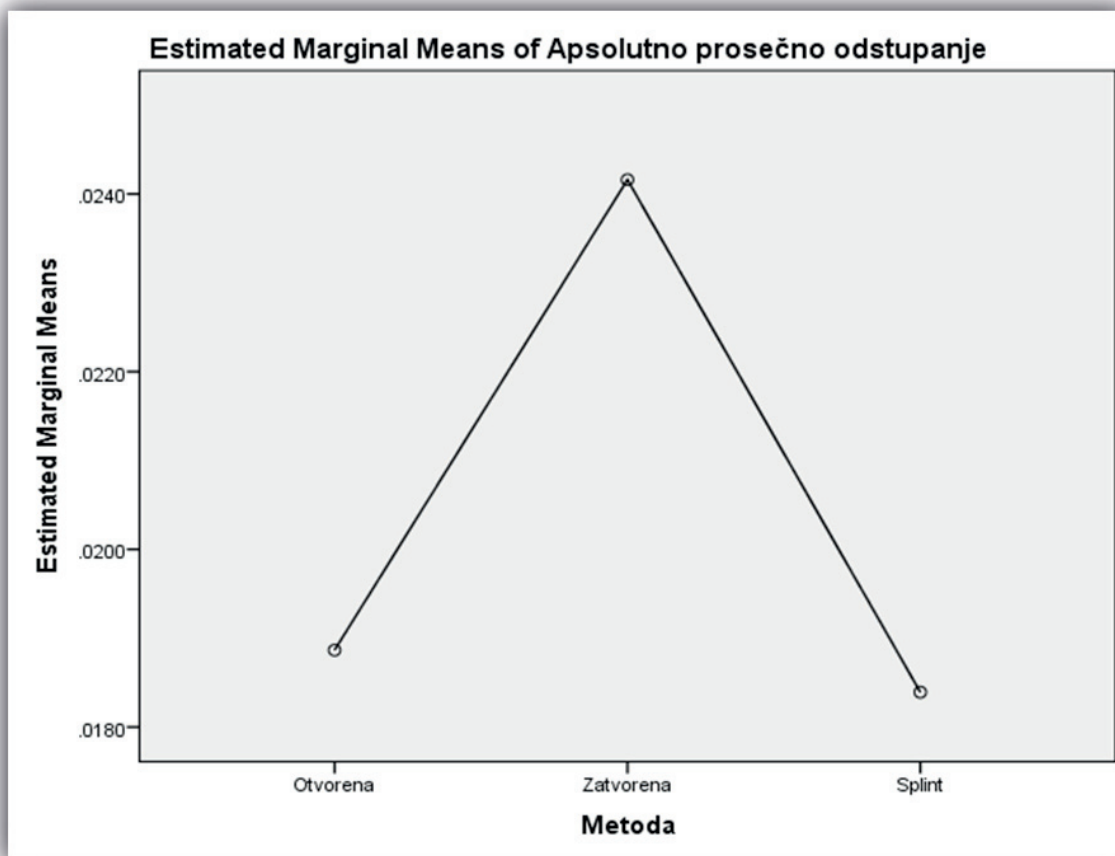
Prilikom poređenja po parovima, uočeno je da postoje statistički značajne razlike između zatvorene i otvorene metode ($p = 0,012$), zatvorene i splint metode ($p = 0,007$).

Zaključeno je da je prosečno apsolutno odstupanje kod zatvorene metode statistički značajno veće od druge dve metode (Grafik 9).

Statistički značajna razlika kod materijala uputila je na zaključak da su prosečna odstupanja kod PVS materijala statistički značajno manja u poređenju sa PE materijalom (Tabela 19).

Tabela 19. *Apsolutno prosečno odstupanje (mm) za sve kombinacije grupa*

Metoda	Materijal	N	Prosečna vrednost	Standardna devijacija
Otvorena	PVS	40	0,013	0,010
	PE	32	0,025	0,019
	Total	72	0,018	0,016
Zatvorena	PVS	40	0,028	0,020
	PE	36	0,021	0,015
	Total	76	0,024	0,018
Splint	PVS	40	0,013	0,009
	PE	31	0,024	0,014
	Total	71	0,018	0,013
Total	PVS	120	0,018	0,015
	PE	99	0,023	0,016
	Total	219	0,020	0,016



Grafik 9. *Apsolutno prosečno odstupanje (mm) po metodama*

Analiza varijanse primenjena je u pokušaju da se odredi najbolja kombinacija metode i materijala (Tabela 20).

Tabela 20. *Apsolutno prosečno odstupanje (mm) za kombinacije metode i materijala*

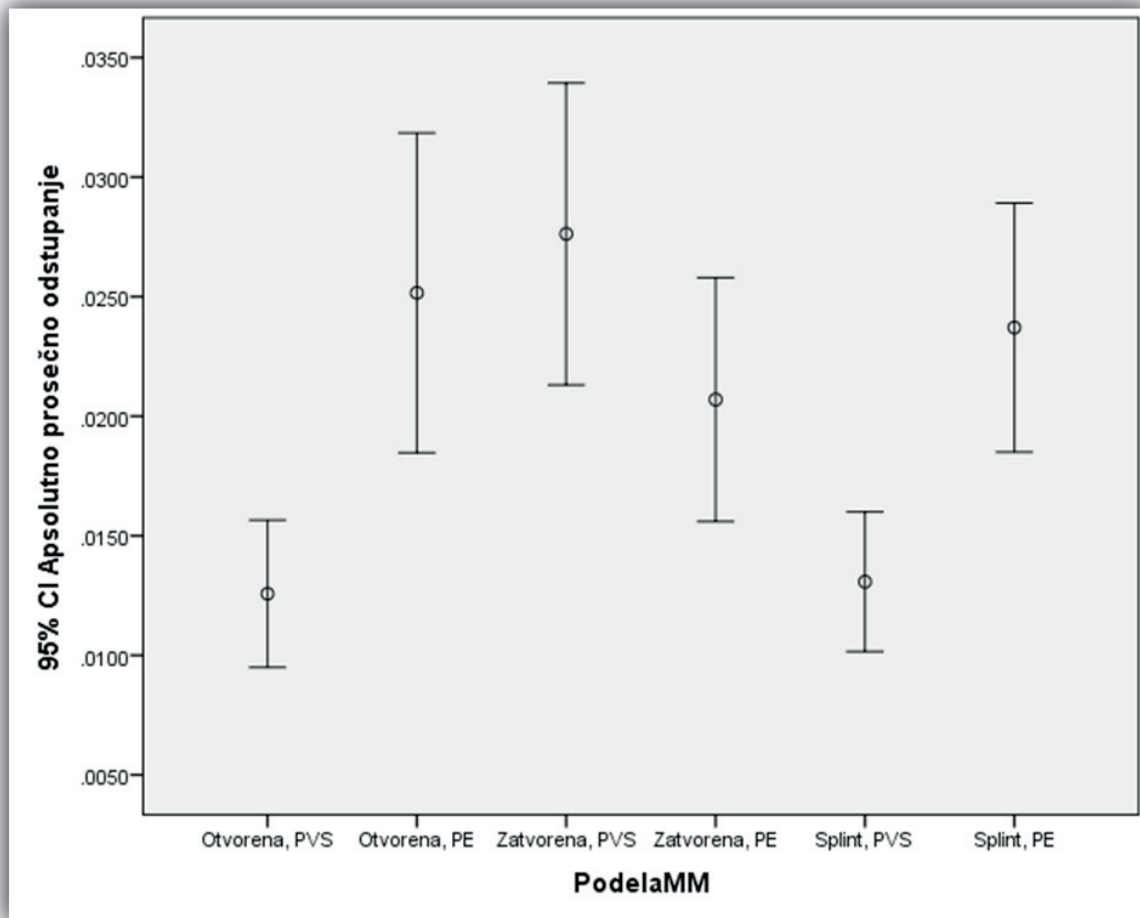
Kombinacija	N	Prosečna vrednost	Standardna devijacija
Otvorena, PVS	40	0,012575	0,0096181
Otvorena, PE	32	0,025156	0,0185422
Zatvorena, PVS	40	0,027625	0,0197480
Zatvorena, PE	36	0,020694	0,0150709
Splint, PVS	40	0,013075	0,0091242
Splint, PE	31	0,023710	0,0141990
Total	219	0,020164	0,0158053

Statistika testa ukazala je na postojanje statistički značajne razlike u prosečnom apsolutnom odstupanju prema formiranim kombinacijama grupa $F(5,213) = 7,056$; $p < 0,001$ (Tabela 21).

Tabela 21. *P-vrednosti post hoc analize prosečnog apsolutnog odstupanja (mm) za kombinacije metode i materijala*

Prosečno apsolutno odstupanje	Kombinacije	1	2	3	4	5	6
0,013	1 Otvorena, PVS		0,880	0,018	0,002	0,000	0,000
0,013	2 Splint, PVS	0,880		0,026	0,003	0,001	0,000
0,021	3 Zatvorena, PE	0,018	0,026		0,407	0,216	0,043
0,024	4 Splint, PE	0,002	0,003	0,407		0,699	0,270
0,025	5 Otvorena, PE	0,000	0,001	0,216	0,699		0,483
0,028	6 Zatvorena, PVS	0,000	0,000	0,043	0,270	0,483	

Analiza po parovima omogućila je zaključak da kombinacije Otvorena PVS i Splint PVS dovode do statistički značajno manjih odstupanja od ostalih kombinacija. Između dve navedene ne postoji statistički značajna razlika (Grafik 10).



Grafik 10. Grafički prikaz apsolutnog prosečnog odstupanja (mm) po kombinacijama

5. DISKUSIJA

U implant protetici gotovo je nemoguće postići apsolutno pasivno naleganje nadoknade na abatment. Većina autora koja se bavila etiologijom komplikacija implantno nošenih nadoknada, isticala je problem tačnosti naleganja nadoknade na abatment, tzv. *passive fit* (eng., prim. aut.), kao jedan od primarnih uzroka (6, 7, 140). Zbog svih navedenih specifičnosti koje prate nadoknade na implantima, postizanje što tačnijeg naleganja, posebno kod nadoknada na implantima koje se fiksiraju zavrtnjem, jeste cilj kojem se teži. To opravdava činjenicu da su neke od najaktuelnijih tema istraživača iz oblasti implant protetike upravo ispitivanje i određivanje prihvatljive mere neslaganja između supra- i supstrukture koja neće dovesti do komplikacija i ustanovljavanje kojim kliničkim i laboratorijskim procedurama je moguće poboljšati tačnost naleganja.

Definitivno otiskivanje u implant protetici igra ključnu ulogu u postizanju tačnosti izrade jedne implantno nošene nadoknade. Studije koje su se bavile ispitivanjem metoda otiskivanja i njihovim uticajem na tačnost izlivenog definitivnog radnog modela, a samim tim i nadoknade koja će na tom modelu biti izrađena, datiraju još iz 90-ih godina prošlog veka (85, 89, 91, 96, 110). S vremenom, raslo je interesovanje naučne javnosti za ovu temu, a istraživanja su, usled razvoja i unapređenja tehnologija i implantnih sistema, proširena na modifikovane tehnike otiskivanja i savremeniji način merenja tačnosti radnih modela. Istraživanja su, generalno, išla u smeru pronalaska tehnike otiskivanja koja daje najtačnije rezultate, ali i u smeru postavljanja prave indikacije za svaki pojedinačni klinički slučaj. Veliki procenat istraživača stavljao je akcenat na komparaciju dve osnovne konvencionalne metode otiskivanja (13, 35, 66, 74, 84–90). Mnogi su pribegavali ispitivanju uticaja modifikacija konvencionalnih metoda na tačnost otiskivanja (71, 118–121, 141, 142). Drugi su se pak bazirali na uticaju različitog stepena angulacije i upotrebljenog otisnog materijala na tačnost otisnutih površina (21, 33, 46, 49, 66, 72, 76, 78, 82, 93, 94, 135, 143). Svi navedeni parametri, koji su korišćeni u cilju dokazivanja tačnosti radnih modela za izradu implantno nošenih nadoknada, prepliću se u mnogim dosadašnjim studijama i gotovo ih je nemoguće jednostavno klasifikovati. Takođe, međusobno poređenje dobijenih naučnih rezultata je teško, budući da ne postoji neki određen protokol koji su istraživači pratili prilikom sprovođenja ispitivanja, te nije moguće izvući neki opšti zaključak i ne postoji konsenzus po pitanju najtačnije metode otiskivanja, uticaja angulacije implanata ili upotrebljenog otisnog materijala na tačnost definitivnih radnih modela. Svakako, rezultati prikazani u studijama u poslednjih nekoliko decenija, u pogledu tačnosti otiskivanja u implant

protetici, dragoceni su i doprineli su razumevanju ove problematike, ali kontroverze postoje i otvaraju put ka daljnjim istraživanjima.

Imajući u vidu učestalost terapije krezubih i bezubih pacijenata implantno podržanim i nošenim nadoknadama, kao i stalan eksponencijalni rast primene ove vrste terapije, kako u svetu tako i kod nas, nameće se potreba za novim istraživanjima na ovu temu. To opravdava istraživanje prostornog odstupanja anguliranih i paralelnih implanata na definitivnim radnim modelima dobijenim otiskivanjem master modela pomoću različitih tehnika, koje je izvršeno u sklopu ove doktorske disertacije.

Terapija endoosealnim implantima veoma često se kombinuje sa konvencionalnim fiksnim nadoknadama na prirodnim zubima, kada se za dati klinički slučaj krezubosti protetičkim pristupom želi izvršiti kompletna rekonstrukcija jednog ili oba zubna luka. U kliničkoj praksi se otiskivanja kod ovako kombinovanih protetičkih radova uglavnom vrše pojedinačno odnosno odvojeno. Razlog za to je, verovatno, strah od izrade netačnih nadoknada u slučaju istovremenog otiskivanja brušenih zuba i ugrađenih implanata i nedostatak naučnih dokaza. Studije koje su se bavile problemom tačnosti istovremenog otiskivanja brušenih prirodnih zuba u kombinaciji sa ugrađenim implantima u sklopu jedne kompleksne rekonstruktivne rehabilitacije izuzetno su retke (86). U cilju što jednostavnijeg, bržeg i jeftinijeg konvencionalnog otiskivanja pri izradi ovakvih kombinovanih nadoknada, zube i implante bi trebalo istovremeno otiskivati, a naučnu javnost usmeriti ka iznalaženju tehnike otiskivanja koja daje najtačnije rezultate. Sa željom da doprinese unapređenju savremene stomatološke prakse i implant protetike, ovo istraživanje je obuhvatilo i uticaj istovremenog otiskivanja brušenih zuba i implanata, različitim metodama i otisnim materijalima na tačnost otisnutih površina brušenih patrljaka.

5.1 Diskusija metodologije

Tačnost izrade zubnih nadoknada nošenih ili retiniranih implantima predstavlja jedan od najvećih izazova u implant protetici. Faza otiskivanja je jedna od kliničkih faza koja najviše utiče na tačnost naleganja zubne nadoknade na abatment, pa su istraživanja tačnosti otiskivanja u implant protetici zastupljena u današnjoj nauci (144). Većina studija bavila se komparacijom dve osnovne konvencionalne metode otiskivanja, otvorene i zatvorene, ali su mnoge od njih svoje istraživanje dopunile ispitivanjem raznih modifikovanih tehnika obe metode (36, 69, 144). U ovom istraživanju akcenat je stavljen na tri različite metode otiskivanja, klasičnu otvorenu (direktnu) metodu, modifikovanu otvorenu (splint) metodu i modifikaciju zatvorene

(indirektne) metode, tzv. klik metodu otiskivanja. Odluka o upotrebi ove tri tehnike, u cilju komparacije, donesena je na osnovu činjenice da se te tehnike rutinski koriste u kliničkom radu, sa ciljem da se pruži doprinos budućoj kliničkoj praksi u pogledu izbora najtačnije metode za svaki pojedinačni klinički slučaj.

Prezentovana studija urađena je *in vitro*, odnosno u laboratorijskim uslovima. Skoro sva dosadašnja istraživanja na temu tačnosti otiskivanja u implant protetici obavljena su u uslovima *in vitro*, uz pokušaj što bolje simulacije uslova kakvi postoje *in vivo*, odnosno u kliničkim uslovima (35, 36, 69). Razlozi za to jesu lakša manipulacija prilikom otiskivanja u poređenju sa kliničkim uslovima, mogućnost uzimanja višestrukih otisaka i ponavljanje otiskivanja, problem obezbeđenja dovoljnog broja uzoraka za *in vivo* istraživanje, ali pre svega lakša izrada tačnog master modela i prikupljanja referentnih podataka za potrebe uporedne analize. Naime, za potrebe poređenja tačnosti otisnutih površina mora postojati referentna geometrija master modela koja služi kao kontrolna (145). U uslovima *in vitro*, master model, posebno dizajniran za klinički slučaj koji se želi prikazati, jednostavno se digitalizuje nekim od dostupnih metoda digitalizacije, i ti ulazni podaci služe kao referentni. Svi eksperimentalni modeli dobijeni otiskivanjem master modela naknadno se digitalizuju na isti način i dobijeni podaci porede se sa referentnim. U slučaju kliničkog istraživanja, da bi se dobili tačni referentni podaci o površinama koje se otiskuju, bila bi potrebna upotreba intraoralne kamere koja bi, snimajući stanje u ustima pre otiskivanja, mogla da pruži stvarne podatke nominalne geometrije. U tom slučaju bi upotreba intraoralne kamere bila potrebna i pri digitalizaciji eksperimentalnih modela, dobijenih otiskivanjem, da bi rezultati analize odstupanja mogli da budu reprezentativni. Kako intraoralne kamere tek osvajaju postojeće tržište i kako je tačnost podataka dobijenih intraoralnim skeniranjem diskutabilna, zbog problema manualne manipulacije i svih otežavajućih okolnosti koji se mogu javiti intraoralno, ova metoda nije tako popularna za potrebe istraživanja na temu tačnosti otiskivanja. Sa druge strane, stalno unapređenje metroloških karakteristika dostupnih intraoralnih skenera govori u prilog tome da će neka buduća istraživanja verovatno voditi ka promeni strategije prikupljanja ulaznih podataka potrebnih za ispitivanja tačnosti otiskivanja (38, 57, 146, 147). Svaki drugi način dobijanja podataka o površinama koje će se otiskivati u kliničkim uslovima, kao što su klasično otiskivanje i izlivanje modela koji će služiti kao referentni, nosi rizik od grešaka koje mogu nastati pri izradi modela i dovodi u pitanje tačnost referentnih podataka. Rizik koji se odnosi na uticaj postupka izlivanja modela na tačnost otisnutih površina pri izvođenju ovakvih istraživanja, može se prevazići preskakanjem te faze i skeniranjem samog otiska nekim od ekstraoralnih sistema (49, 61). U istraživanjima *in vivo* postoji velik broj faktora koji mogu imati uticaja na tačnost otiskivanja, a posledica su veoma zahtevnih uslova koji vladaju u oralnoj sredini. Da bi se izbegao njihov uticaj na rezultat istraživanja tačnosti različiti-

tih tehnika otiskivanja, uzorak bi trebalo da bude ekstremno velik, što takvo istraživanje svrstava u kategoriju neracionalnih i opravdava istraživanje *in vitro*. U dosadašnjim istraživanjima, strategija *in vitro* pristupa izvođenju eksperimenta za ispitivanje tačnosti otiskivanja u implant protetici, pokazala se kao dobra i istraživanje u sklopu ove doktorske disertacije isplanirano je na osnovu te činjenice.

Planiranje dizajna master modela veoma je bitna stavka u izvođenju eksperimenta ove vrste, jer se time određuje zadata klinička situacija i rezultati dobijeni istraživanjem mogu bitno da doprinesu pravilnoj indikaciji u stomatološkoj praksi. Zato se ovoj fazi istraživanja poklanja posebna pažnja i prilikom dizajniranja master modela biraju se situacije iz kliničke prakse koje se najčešće sreću, a koje sa aspekta tačnosti otiskivanja predstavljaju poseban izazov. Najveći broj studija o tačnosti otiskivanja implanata za master model odabrao je bezube gornje ili donje vilice sa ugrađenih 2, 4 ili 6 implanata, uglavnom simetrično raspoređenih u prednjim i zadnjim regijama ili kliničku situaciju nadoknade jednog izgubljenog zuba implantom (13, 32, 35, 36, 69, 127). Kako je krezubost klase Kenedi I (obostrano skraćen zubni niz, sa prisutnim prirodnim zubima u frontalnoj regiji) izuzetno česta situacija koja se sreće u kliničkoj praksi, a nadoknada nedostajućih zuba u skraćenim bezubim poljima najbolje se nadoknađuje endoossealnim implantima, master model za ovo istraživanje podrazumevao je takvu kliničku situaciju. Ugrađena su 4 implanta, po dva sa svake strane bezubog polja u regijama prvog premolara i prvog molara (regija: 14, 16, 24, 26), koja bi u kliničkim uslovima podrazumevala izradu dva tročlana bočna mosta koja bi adekvatno nadoknadila izgubljene zube i rekonstruisala zubni niz. Mnogi istraživači su u cilju da dokažu da li angulacija implanata utiče na tačnost, u master model ugrađivali implante pod različitim uglom (93, 135). Budući da je pregledom dostupne literature ustanovljeno da postoje brojni dokazi da angulacija implanata $> 15^\circ$ utiče na tačnost otiskivanja, odlučeno je da implantati sa jedne strane bezube regije budu ugrađeni pod uglom od 20° u odnosu na referentnu vertikalnu ravan, sa međusobnom konvergencijom. Sa druge strane bezube regije ugrađeni su implantati pod pravim uglom u odnosu na horizontalnu ravan, međusobno paralelni, sa željom da se uporede odstupanja između ove dve grupe implanata. U kliničkim uslovima je izuzetno teško postići idealni paralelitet ugrađenih implanata, što je preduslov za stvaranje sila kompresije na periimplantnu kost i dobru biomehaničku adaptabilnost implanata pri funkciji orofacijalnog sistema. Da bi se obezbedila tačna zadata angulacija sa jedne, i paralelitet sa druge strane, dizajniran je tzv. „ključ angulacije“, pomoću specijalnog uglomera, ucrtavajući na bazi master modela putanju, koju je hirurg pratio prilikom ugradnje. Ugrađeni implantati su iz *Straumann* implantnog sistema (u nivou mekog tkiva, širine 4,1 mm, dužine 10 mm), jer je dati klinički slučaj indikacija za ovaj tip implanata, a *Straumann* sistem jedan je od vodećih implantnih sistema u svetu i kod nas. Da bi se simulirala klinička situacija

jedne kompletne rekonstrukcije zubnog niza, na master modelu su preostali prirodni zubi u frontu pripremljeni (obrušeni) za prihvatanje keramičkog šestočlanog mosta u bloku. Time se istraživanje proširilo i na uticaj primenjenih metoda i materijala na odstupanja otisnutih površina brušenih zuba i omogućilo izvođenje zaključka o pravoj indikaciji metode i materijala prilikom istovremenog otiskivanja brušenih zuba i implanata. Master modeli korišćeni u dosadašnjim istraživanjima na temu tačnosti otiskivanja u implant protetici uglavnom su izrađeni od raznih vrsta akrilatnih smola, epoksi smola ili metala, jer je neophodno da to bude materijal dobrih mehaničkih osobina koji bi mogao da izdrži sva planirana otiskivanja i obezbedi dobru stabilnost ugrađenih implanata. Kada se koriste mehanički (kontaktni) sistemi digitalizacije za dobijanje referentnih podataka o geometriji modela, master modeli izrađeni od ove vrste materijala odličan su izbor. Međutim, u slučaju upotrebe optičkih (beskontaktnih) sistema digitalizacije, zbog refleksije koju proizvode glatke i sjajne površine ove vrste materijala i problema vidljivosti skeniranih površina, pre digitalizacije je potrebno peskiranje ili nanošenje čestica za matiranje specijalnim sprejevima, koji dodaju određeni sloj (čestice veličine 50–150 μm) na površinu samog master modela i mogu biti uzrok netačnosti. Kako su gipsevi, od kojih se izrađuju eksperimentalni radni modeli, matirane površine i vidljivi na optičkim skenerima, te ne zahtevaju peskiranje pre digitalizacije, postavlja se pitanje validnosti izmerenih vrednosti odstupanja. Da bi se izbegli ovi nedostaci, master model u ovom istraživanju je izrađen od poliuretanske smole. Ovaj materijal karakteriše, osim dobrih mehaničkih karakteristika, i laka obrada, što je olakšalo brušenje zuba, ali isto tako i odlična vidljivost digitalizovanih površina na laboratorijskim skenerima koji su korišćeni za potrebe 3D digitalizacije. Brušenje zuba za keramički most obavljeno je prateći savremene principe preparacije, uz upotrebu seta borera specijalno dizajniranih u te svrhe, a kao rezultat dobijeni su stepenici (širine oko 1 mm, sa zaobljenim unutrašnjim uglom i uglom od 90° u odnosu na aksijalnu ravan zuba) na sva četiri preostala zuba koji su naknadno podvrgnuti digitalizaciji u cilju analize odstupanja (148, 149). Jedina studija, pronađena prilikom pregleda dostupne literature, koja se bavila odstupanjem implanata i zuba istovremeno otiskivanih različitim tehnikama otiskivanja u implant protetici (*Siadat i sar.*, 2012), poredila je odstupanje brušenog prvog molara sa jedne strane zubnog luka i ugrađena dva implanta sa druge strane (86). Budući da su frontalni zubi manjih dimenzija od bočnih, te samim tim i više podložni odlamanju ili deformaciji prilikom multiplih otiskivanja, a materijal od kog je izrađen master model slabijih mehaničkih karakteristika u odnosu na prirodne zube, pripremljeni zubi nisu ostavljeni u pravoj formi patrljka, već su skraćeni do nivoa 4–5 mm iznad demarkacionog stepenika. Sve zone okluzalno od same demarkacione zone, ne moraju da podležu strogoj proverbi tačnosti otisnutih površina, budući da prilikom izrade fiksnih protetičkih radova na prirodnim zubima, one posebnim laboratorijskim tehnikama bivaju

izolovane (lakom ili folijama) u svrhu obezbeđivanja prostora za cement koji će se koristiti za fiksiranje gotove nadoknade. Sa druge strane, demarkaciona zona zahteva apsolutnu pasivnost naleganja nadoknade i većina studija koje su se bavile ispitivanjem tačnosti naleganja punih keramičkih nadoknada na brušene zube, merila je diskrepancu u marginalnoj zoni odnosno zoni stepenika (148, 150–153). U ovoj studiji je prilikom analize odstupanja otisnutih površina preparisanih zuba, takođe akcenat stavljen na predeo otisnutih demarkacionih stepenika na svačkom brušenom zubu, čime je opravdano skraćenje patrljaka na nivo koji je omogućio bezbedno otiskivanje i obuhvatanje zona koje su zahtevale proveru tačnosti.

Termin 3D digitalizacija opisuje postupak u okviru koga se sa površine objekta vrši prikupljanje podataka o njegovoj geometriji u vidu koordinata – tačaka i njihovo prevođenje u digitalnu formu. Rezultat 3D digitalizacije je skup tačaka, čiji je položaj definisan preko koordinata, koji se u literaturi, zbog oblika koji zauzima u prostoru, naziva „oblak tačaka“ (eng. *point cloud*). U odnosu na način prikupljanja podataka, 3D digitalizacija u stomatologiji može biti mehanička (kontaktna) i optička (beskontaktna) (145, 154). Mehaničke metode digitalizacije podrazumevaju fizički kontakt mernih uređaja (glave mernog senzora, pipka) i objekta, po čemu su i dobile ime. Digitalizacija ovom metodom omogućena je preko kontaktnog senzora, čija je uloga da „opipa“ objekat u pojedinim tačkama. Sensor radi po principu detekcije intenziteta sile kojom se dodiruje objekat, koja nakon očitavanja dovoljnog broja mernih tačaka konstruiše mrežu tačaka, na osnovu koje se formira geometrijski oblik digitalizovanog objekta. U odnosu na način pomeranja mernog senzora, ove metode se dele na manuelne i automatske (154). Od ranih 1990-ih, većina *in vitro* ispitivanja, koja su vršena u cilju komparacije različitih metoda otiskivanja u implant protetici, koristila su strategiju prikupljanja podataka mehaničkim putem. U te svrhe najčešće su korišćeni razni oblici koordinatnih mernih mašina (KMM/eng. *Coordinate-measuring machine, CMM*) koje su metodom automatske mehaničke digitalizacije prevodile mereni objekt u digitalnu formu (46, 57, 64, 84, 86, 102, 106, 142, 155–158). S obzirom na nedostatke koji karakterišu uređaje za mehaničku digitalizaciju i unapređenje tehnologija za optičku digitalizaciju, sistemi ove vrste polako preuzimaju vodeću ulogu u prikupljanju podataka, kako za potrebe izrade nadoknada na implantima, tako i u svrhu istraživanja. Naime, optičke sisteme digitalizacije karakteriše prisustvo svetlosnog izvora odnosno upotreba svetlosnih ili laserskih zraka. Za razliku od mehaničkih sistema, optički sistemi su beskontaktni, a princip rada se zasniva na projektovanju svetlosnog zraka na objekat i detektovanju reflektovanog signala. Pomenute reflektivne, kao i transmisivne metode digitalizacije (*Cone Beam CT*) predstavljaju glavne izvore digitalnih podataka na osnovu kojih se u sklopu stomatoloških CAD/CAM sistema vrši dizajniranje i izrada različitih vrsta zubnih nadoknada i pomoćnih dijagnostičkih i terapijskih sredstava (154). Najčešće korišćeni optički sistemi 3D digitaliza-

cije u *in vitro* istraživanjima tačnosti otiskivanja jesu ekstraoralni, laboratorijski skeneri (49, 114, 135, 147, 159, 160), koje u odnosu na mehaničke sisteme karakterišu brojne prednosti. Prva je odsustvo kontakta sa objektom, a samim tim i odsustvo rizika od oštećenja objekta, zatim brzina digitalizacije objekta, koja može biti i do nekoliko stotina puta veća u odnosu na mehaničke sisteme, ali isto tako i mogućnost digitalizacije komplikovanih geometrijskih preparacija i detalja malih dimenzija, što kod mehaničkih sistema zahteva posebno dizajnirane merne senzore (154, 161). Iako se u literaturi uglavnom pominje korišćenje troosnih koordinatnih mernih mašina, zbog velikog broja uzoraka za analizu, velike površine i brojnih detalja koji su ulazili u merenje, za potrebe ovog istraživanja korišćeni su komercijalni laboratorijski 3D skeneri proizvođača *3Shape (D900L)* i *Medit (Identica Blue)*. Razlog njihove primene jeste njihova zadovoljavajuća tačnost i mnogo brža akvizicija 3D modela potrebnih za dalju analizu. Ova dva skenera veoma su slična po karakteristikama i kao takva rutinski korišćena u stomatološkoj praksi, zbog fleksibilnosti primene i tačnosti rezultata skeniranja. Odlikuje ih i velika brzina skeniranja, jednostavnost primene, kao i mogućnost izvoza generisanih 3D modela u STL format zapisa, koji sadrži podatke o skeniranoj 3D geometriji radnog predmeta. Glavna odlika oba skenera jeste veliki radni prostor koji omogućuje skeniranje velikih modela i modela u artikulatu (138, 139). Skeneri proizvođača *3Shape* usklađeni su sa jasno definisanim standardima i metrološkim procedurama. Tačnost skeniranja potvrđena je u skladu sa ISO 12836 standardom, koji određuje test protokol za procenu tačnosti krune i mosta kod stomatoloških 3D skenera (138). Razlog primene dve vrste dentalnih skenera jeste dobijanje što reprezentativnijih rezultata istraživanja. Naime, svaki skener je imao svoj referentni virtuelni model, tako da nije vršena njihova međusobna komparacija u pogledu tačnosti skeniranih površina. Naprotiv, zbog sličnih metroloških karakteristika ove dve vrste skenera i pod pretpostavkom da će dati vrlo slične rezultate, svaki replika model podvrgnut je digitalizaciji pomoću oba skenera i naknadnoj analizi skeniranih površina u odnosu na referentni model za dati skener. Cilj je bio da se dobijeni rezultati ne mogu pripisati svojstvima jednog skenera, niti načinu skeniranja, i da svi analizirani uzorci mogu da se sumiraju i zajedno statistički obrade. Komparativni prikaz karakteristika korišćenih skenera prikazan je u Tabeli 2 (potpoglavlje 3.2).

Brojne studije o tačnosti otiskivanja u implant protetici, posebno one koje su koristile mehaničke sisteme digitalizacije, su ulazne podatke o lokaciji implanata na master modelu, a kasnije i na replika modelima, bazirale na digitalizaciji samog tela ugrađenog implanta i njegovo udaljenosti od referentnih tačaka (102, 120, 142, 155). Takav pristup digitalizaciji i naknadne analize odstupanja nisu u potpunosti mogle da daju jasnu sliku o prostornoj orijentaciji svih delova implanata, posebno supragingivalnog dela koji se odnosi upravo na onaj deo na koji bi buduća nadoknada trebala da nalegne. Neka istraživanja su za potrebe 3D digitalizacije impla-

nata, na master i eksperimentalnim modelima, koristila prenosnike ili abatmente kao supragingivalne komponente koje su pružale informacije o prostornoj orijentaciji implanata (57, 105). Većina je pak išla u smeru izrade suprastrukture i merenja odstupanja optičkim mikroskopima ili profilometrima (62, 135, 162–164). Radi pojednostavljenja metodologije analize odstupanja i optimizacije troškova eksperimenta, a u cilju dobijanja što reprezentativnijih rezultata, postoji težnja za novim pristupom istraživanjima na ovu temu. S napretkom računarom podržanih i implantnih sistema u stomatologiji, omogućena je optička 3D digitalizacija posebno konstruisanih abatmenta za potrebe CAD-inspekcije (*Scan bodies*) (59, 70, 117, 135, 159). Skoro svaki implantni sistem koji se koristi u savremenoj implant protetici ima svoju tzv. „*Scan body* biblioteku“, koja se prvenstveno koristi u dizajniranju i kasnijoj izradi nadoknada, ali može da pruži i sve potrebne informacije o prostornoj orijentaciji implanata i omogući verodostojnu analizu odstupanja, za potrebe naučnog istraživanja (159). U ovoj studiji su korišćeni abatmenti za skeniranje iz *Straumann* seta koji odgovaraju vrsti ugrađenih implanata i na osnovu njih je procedurom, koja je objašnjena u poglavlju Metodologija (potpoglavljje 3.2), kreiran virtuelni referentni model za svaki tip skenera (114). Postupak digitalizacije modela (master i replika) nije zahtevao nanošenje matirajućeg praha, zahvaljujući karakteristikama materijala od kog je izrađen master model i upotrebi specijalnih „*scan* abatmenta“, tako da je rizik od uticaja na tačnost skeniranih površina te metode, koja često prethodi digitalizaciji, izbegnut.

Kompletna metodologija izvođenja eksperimenta isplanirana je u pravcu dobijanja što tačnijih definitivnih radnih modela. S tim u vezi, za potrebe definitivnog otiskivanja korišćene su specijalno izrađene individualne kašike za svaku tehniku otiskivanja koja je izvedena (62, 63). Kašike su izrađene od termoplastičnog materijala u formi gotovih folija odgovarajuće debljine, koji je po hemijskom sastavu polimetil-metakrilat (PMMA), tehnikom presovanja. Ovaj materijal se rutinski koristi u izradi individualnih kašika za otiskivanje u implant protetici, zbog svojih odličnih mehaničkih osobina, koje su bitne radi adekvatne podrške otisnog materijala, ali i zbog jednostavne izrade i lake obrade. Otisci su uzimani na nivou implanta, vodeći se postojećim naučnim dokazima da ova vrsta otisaka daje bolju prostornu orijentaciju implanata u odnosu na okolne anatomske strukture (69–71).

Tri tehnike otiskivanja, koje su poredene u ovom istraživanju, izvršene su protokolom koji je opisan u 1. poglavlju (potpoglavljje 1.5), koristeći odgovarajući transfer sistem iz seta proizvođača. Kako postoje dokazi da je klik modifikacija indirektna metode otiskivanja tačnija od klasične indirektna metode koja podrazumeva vraćanje prenosnika u otisak, a u originalnom setu proizvođača za potrebe otiskivanja zatvorenom kašikom dostupni su isključivo plastični prenosnici za upravo klik tehniku otiskivanja, ova metoda je odabrana za predstavnika otiski-

vanja zatvorenom kašikom (95). Ova modifikacija zatvorene metode otiskivanja se u nekim literaturnim navodima čak i ne predstavlja modifikovanom tehnikom, jer je njena primena, usled jednostavnijeg izvođenja, široko rasprostranjena i gotovo je zamenila klasičnu metodu indirektnog otiskivanja implanata (36). Splintovanje prenosnika, za potrebe izvođenja modifikovane direktne metode otiskivanja, izvedeno je pomoću samovezujućeg akrilata uz prethodno povezivanje prenosnika dentalnim koncem, postupkom koji i dalje predstavlja zlatni standard za izvođenje ove metode. U cilju kompenzacije polimerizacije kontrakcije materijala, akrilati blok je nakon vezivanja presecan i nakon 10 minuta presečeno mesto je popunjavano novim slojem materijala radi formiranja novog bloka (41, 42).

Otisni materijali koji su upotrebljeni u eksperimentu su adicioni silikon i polietar, koji su se naučnim dokazima o superiornim osobinama u odnosu na druge vrste elastomera izborili za materijale izbora u implant protetici (45, 46, 73, 74). Korišćeni su materijali vodećih svetskih proizvođača (*Zhermack* i *3M ESPE*), primenom jednofazne „špric“ metode, koja podrazumeva upotrebu materijala jedne viskoznosti koji se prvo nanosi u okolinu prenosnika i brušenih patrljaka špricom, a nakon toga unosi u kašiku individualno izrađenu za dati klinički slučaj (2, 40). Cilj ove metode otiskivanja bio je da se što tačnije prenesu na definitivni radni model prostorni odnos implanata i okolnih struktura i što tačnije otisne demarkacioni stepenik brušenih patrljaka. Upotrebljen je adicioni silikon niske viskoznosti pomoću pištolja koji iz kertridža direktno meša dve komponente materijala, uz upotrebu specijalnog pipka namenjenog za izvođenje „špric“ metode. Polietar koji je korišćen za poređenje jeste meki monofazni materijal novije generacije, preporučen posebno za otiskivanje u implant protetici, mešan automatski pomoću specijalnog aparata (*Pentamix™ 3 Automatic Mixing Unit, 3M ESPE*), u čijem setu se nalazi i špric i omogućava izvođenje zadate tehnike otiskivanja. Oba materijala karakterišu veoma slične osobine, kao što su odlična dimenziona stabilnost, tačnost reprodukcije detalja, otpornost na kidanje i gotovo potpuni elastični oporavak nakon vezivanja. Kontroverze koje postoje po pitanju izbora materijala za otiskivanje u implant protetici radi dobijanja tačnijeg definitivnog radnog modela, bile su uzrok poređenja ove dve vrste materijala.

Postupak otiskivanja master modela sproveden je u cilju simulacije uslova koji postoje *in vivo*. Master model je prilikom otiskivanja bio fiksiran za improvizovani paralelometarski stočić sa tegom (1,5 kg), da bi se omogućilo lako odvajanje otiska od modela nakon vezivanja materijala. Takođe, zavrtnje prenosnika prilikom sprovođenja direktnih metoda otiskivanja za telo implanta i nakon otiskivanja za analoge tela implanata, vršeno je ručno uz upotrebu taktilne osetljivosti pri proizvodnji sile za potrebe njihovog fiksiranja. Ručno zavrtnje prenosnika i

replika u kliničkim uslovima se rutinski koristi. Prenosnici korišćeni za potrebe indirektnog otiskivanja su fiksirani po klik sistemu, koji je detaljno objašnjen u 1. poglavlju (potpoglavlje 1.5).

Otisci su pre izlivanja odlagani na sobnoj temperaturi, 15–30 minuta, da bi se obezbedio elastični povraćaj materijala. Svi definitivni radni modeli izliveni su u supertvrdom gipsu (tip 4), koji se najčešće koristi u istraživanjima tačnosti otisnih površina, zbog odlične reprodukcije otisnutih detalja, kompaktne površine koju daje nakon vezivanja, kao i odlične dimenzione stabilnosti i mehaničkih karakteristika (165).

Digitalizacija gipsanih replika modela izvršena je na isti način kao i digitalizacija master modela, uz upotrebu specijalnih abatmenta za skeniranje. Na osnovu podataka dobijenih skeniranjem, pomoću metode poravnavanja sa virtuelnim master modelom i uvoza 3D modela „*scan abatmenta*“, za svaki skenirani replika model kreiran je virtuelni eksperimentalni model.

Pomoću specijalnog softverskog programa, metodom CAD-inspekcije, izvršena je analiza odstupanja implanata i patrljaka na eksperimentalnim virtuelnim modelima na osnovu poređenja sa referentnim modelima za obe vrste skenera u STL formatu zapisa (57, 147). Prednost CAD-inspekcije u odnosu na druge vrste kontrole počiva u vizuelnoj interpretaciji i veoma lakom zapažanju problematičnih zona odstupanja. Naime, koristeći metodu *best-fit* preklapanja (eng. *superimposition*), koja vrši najbolje moguće poravnavanje površina CAD eksperimentalnih i CAD master modela, softverski program sprovodi kvantitativnu analizu odstupanja površina modela. Rezultati kvantitativne analize prikazivani su na selektovanim površinama za koje je analizirano odstupanje, u vidu skale boja koje odgovaraju nivou odstupanja (154). Analiza odstupanja na selektovanim zonama brušenih patrljaka i kvantitativni prikaz odstupanja vršeni su ovom metodom, što je prikazano na primeru u poglavlju Metodologija (Slika 17, potpoglavlje 3.9.1). Za potrebe prikaza prostornog odstupanja implanata na CAD eksperimentalnim modelima u odnosu na referentni, kvantitativna geometrijska analiza obuhvatila je dva segmenta. Da bi se što tačnije definisao položaj svih delova implanata na replika modelima i njihovo odstupanje od referentnog položaja, u ovoj studiji je analizirano odstupanje baze implanta na eksperimentalnom modelu u odnosu na bazu referentnog implanta, kao i odstupanje ose omotača implanta na eksperimentalnom modelu u odnosu na osu referentnog modela. Stoga, bilo je neophodno konstruisati lokalni koordinatni sistem za svaki uvezeni 3D model implanta prilikom kreiranja master modela i pripreme eksperimentalnih modela, što je, takođe, detaljno objašnjeno u poglavlju Metodologija (Slika 19, poglavlje 3.9.2.1). Na ovaj način su pružene informacije ne samo o relativnom linearnom odstupanju implanata od centra baze referentnog implanta, već i o odstupanjima njihove prostorne orijentacije preko ugla odstupanja u odnosu na referentnu osu. Rezultati odstupanja od centra baze pružaju bitne informacije o neslaganjima koja mogu nastati

u predelu samog vrata implanta, što odgovara demarkacionoj zoni brušenog patrljka. Rezultati prosečnog ugla odstupanja otisnutih implanata u odnosu na master model, koji su dobijeni u ovom istraživanju, veoma su značajni, jer su dokaz kako metoda, otisni materijal i angulacija implanata utiču na tačnost reprodukcije položaja supragingivalnog dela implanta, koji su u finalnoj nadoknadi predstavljeni abatmentima odnosno nosačima nadoknada. Oni bi u kliničkim uslovima, u slučaju velikog ugla odstupanja, morali da budu modifikovani ili bi bila potrebna upotreba posebno konstruisanih abatmenta pod uglom, u cilju što tačnijeg naleganja nadoknade, sa svim mogućim posledicama sa aspekta biomehanike i eventualnim komplikacijama. Kvantitativne analize ove dve odabrane mere odstupanja implanata ne moraju se podudarati, odnosno malo odstupanje u odnosu na centar baze ne mora značiti da će i rezultati izmerenog ugla odstupanja dati male vrednosti, i obrnuto. Zajedno, međutim, pružaju pouzdane informacije koje su bile potrebne u ovom istraživanju. Istraživanja na temu tačnosti otiskivanja koja su upotrebljavala metodu CAD-inspekcije za analizu dimenzionog odstupanja skeniranih površina, koristeći tehniku poravnavanja površina (*best-fit*), nisu retka. Razlike uglavnom postoje u softverskom sistemu koji je korišćen za potrebe eksperimentalne analize, ali je princip analize odstupanja skeniranih površina kod svih gotovo identičan (37, 70, 114, 117, 166). Najzastupljenija metoda analize odstupanja implanata bila je *best-fit* superpozicija različitih markera ili abatmenta za skeniranje i njihova ukupna diskrepanca u odnosu na master model, što je takođe pružilo reprezentativne podatke o prostornoj orijentaciji implanata i omogućilo značajne zaključke. Međutim, ovo istraživanje se, prilikom analize odstupanja implanata, nije baziralo na metodi preklapanja ukupnih površina „*scan* abatmenta“, u cilju da se izbegnu netačnosti koje bi ona mogla da proizvede. Rizik od netačnosti prilikom ove metode geometrijske analize odstupanja leži u tome što bi CAD-inspekcija za ceo model *best-fit* tehnikom preklapanja dala globalna odstupanja i ne baš tačan smer odstupanja od ose cilindra abatmenta. Problem bi nastao kod tačnog definisanja pomeranja eksperimentalnih skeniranih abatmenta u odnosu na abatmente na master modelu. Uvoz 3D modela implanata iz CAD baze podataka proizvođača i njihova pravilna geometrija omogućila je formiranje lokalnog koordinatnog sistema za svaki implant pojedinačno i izuzetno tačno matematički definisano odstupanje po x, y, z koordinatama, kao i ugao odstupanja od centralne ose. Metodologiju merenja odstupanja implanata najbližnju metodologiji koja je korišćena u ovoj studiji, prikazali su Kurtulmus-Yilmaz i sar. (2014) (34). Oni su takođe merili ugao odstupanja od centralne ose, ali metodologija upotrebljena u ovom istraživanju otišla je korak dalje jer je u odnosu na navedenu, koja je merila srednju vrednost odstupanja i standardnu devijaciju u odnosu na lokalni koordinatni sistem, ova studija uvela i parametre odstupanja od x, y i z ose pojedinačno, kao i ukupno x, y, z odstupanje od centra baza abatmenta, što je omogućilo još tačnije definisanje prostornog odstupanja abatmenta.

Ovaj pravac pristupa analizi odstupanja implanata omogućio je da se izbegnu svi eventualni nedostaci proste superpozicije CAD eksperimentalnog sa CAD master modelom, koja je najčešće korišćena metodologija u istraživanjima novijeg datuma. Za razliku od implanata odnosno „scan abatmenta“ koji su pravilne geometrije, brušeni patrljci su tzv. „free form“ (eng., prim. aut.) geometrije i analiza odstupanja realnih površina eksperimentalnih modela i nominalnih površina master modela je u slučaju njihove analize potpuno opravdana i može da pruži tačne i reprezentativne rezultate.

5.2 Diskusija rezultata

Kako dozvoljena diskrepanca između gotove implantno nošene nadoknade i abatmenta nije naučno kvantifikovana, u ovom istraživanju nije postavljen limit za detektovana odstupanja, i sva odstupanja su ušla u statističku obradu podataka. Naime, limiti koje su razni istraživači postavljali za izmerene vrednosti odstupanja, smatrajući vrednosti ispod postavljenog limita biološki tolerantnim, se kreću u rasponu od 10 μm do 150 μm i postavljani su proizvoljno, na osnovu još uvek empirijskih dokaza o iznosu netačnosti naleganja koja neće izazvati komplikacije (32, 167–170). Budući da je tačnost skenera upotrebljenih za 3D digitalizaciju površina < 10 μm (*D900L* – 7 μm , *Identica Blue* < 10 μm), svaka izmerena vrednost odstupanja eksperimentalnih površina patrljaka i eksperimentalnih „scan abatmenta“ u odnosu na referentne, smatrana je signifikantnom i kvalifikovana za dalju statističku obradu.

Rezultati odstupanja otisnutih implanata i zuba odvojeno su analizirani i tumačeni, zbog različite metodologije geometrijske analize koja je korišćena za svaki parametar. Komparativnom analizom dva različita skenera ustanovljeno je da nema statističke značajnosti između ove dve varijable i opravdana je upotreba ova dva skenera, pod pretpostavkom da će zbog sličnih metroloških karakteristika dati i slične rezultate. To je omogućilo njihovo sumiranje za potrebe dalje obrade, otklonilo mogućnost tumačenja rezultata koji bi se mogli pripisati karakteristikama određenog skenera i procesa same digitalizacije i učinilo rezultate dobijene istraživanjem reprezentativnim.

Prilikom obrade rezultata odstupanja implanata, posebno su analizirani podaci dobijeni za parametar odstupanja od centra i ugla odstupanja. Uporednom analizom te dve grupe podataka zaključeno je da postoji statistički značajna razlika za sve tri grupe koje su poređene u istraživanju (metode, angulacija implanata i materijala). Testom univarijacione analize, analizirane su sve tri grupe faktora, čiji se uticaj na tačnost otiskivanja ispitivao u ovoj studiji, pojedinačno.

Post hoc analizom tri različite metode otiskivanja, ustanovljeno je da je primena splint metode otiskivanja dala najmanja prosečna odstupanja od centra baze implanta u odnosu na druge dve metode, dok između otvorene metode bez splintovanja prenosnika i zatvorene klik metode nije bilo značajne razlike u odstupanjima. Takođe, analizom rezultata prosečnog ugla odstupanja, zaključeno je da je splint metoda bila najtačnija, dok poređenje ostale dve metode nije dalo statističku značajnost. Dakle, ustanovljeno je da je najmanje prosečno odstupanje od centra baze implanata (0,072 mm) i najmanji prosečan ugao odstupanja (0,667 °) pokazala splint metoda, što se poklapa sa rezultatima dobijenim u brojnim istraživanjima koja su istakla splint metodu kao najtačniju metodu otiskivanja implanata (33–35, 112). Time je potvrđena prva radna hipoteza ove doktorske disertacije. Iste zaključke izneli su i *Stimmelmayer i sar.*, za slučajeve otiskivanja 4 implanta u bezubim vilicama u nekoliko studija (114–116). Jedna od ovih studija (2012), koja je po metodologiji vrlo slična prezentovanoj studiji, je kao rezultat prosečnog odstupanja „scan abatmenta“, metodom superpozicije eksperimentalnih i referentnih modela, za splint metodu iznela podatak 0,08 mm, što je veoma blizu podatku koji je dobijen za prosečno odstupanje od centra baze implanta (114). Zaključci ove studije koreliraju i sa zaključcima 3 studije *Vigolo i sar.*, koji su ukazali da splintovanje prenosnika pozitivno utiče na tačnost otiskivanja (118–120). *Papaspnyridakos* je sa svojim timom, poredeći takođe otiskivanja na nivou implanata, dokazao da je splint metoda tačnija u odnosu na non-splint (13, 70, 97, 117). Sa druge strane, rezultati dobijeni u ovom istraživanju, po pitanju najtačnije metode otiskivanja, u suprotnosti su sa studijom *Burawi i sar.*, koja je dokazala klasičnu otvorenu metodu kao tačniju u poređenju sa splint metodom (122). Nepostojanje statistički značajne razlike, u pogledu prosečnih odstupanja od centra i ose implanata, koje su pokazale otvorena metoda bez splintovanja prenosnika i zatvorena klik metoda, jeste zaključak koji se poklapa sa zaključcima koje su prikazale brojne studije (79, 93–95, 171). U studiji *Nakhaei i sar.* (2015), koja je poređila otvorenu i zatvorenu metodu otiskivanja na istom tipu implanata kao u ovom istraživanju, dokazano je takođe da ove dve metode nisu dale statistički značajne razlike (95). Međutim, ovaj nalaz je u suprotnosti sa, takođe, brojnim istraživanjima koja su klasičnu otvorenu metodu dokazala tačnijom u odnosu na zatvorenu (13, 35, 66, 74, 84–90), ali i sa nekolicinom koja je zatvorenu metodu dokazala tačnijom (91, 92).

Direktno poređenje svih navedenih istraživanja nemoguće je izvršiti, zato što je svako od njih specifično po pitanju vrste, broja i angulacije otiskivanih implanata, same metodologije izvođenja eksperimenta, načina merenja tačnosti otisnutih površina itd. Ono što ovu studiju čini specifičnom i originalnom, jeste prisustvo brušenih patrljaka u frontalnom delu zubnog niza, ali takođe i ekstremna angulacija i međusobna konvergentnost ugrađenih implanata sa jedne

strane. Ipak, rezultati dobijeni po pitanju najtačnije metode otiskivanja u implant protetici korespondiraju sa većinom dostupnih literaturnih podataka na tu temu.

Druga radna hipoteza potvrđena je nalazom testa multivarijacione analize da postoji značajna razlika u rezultatima između poređenih grupa implanata. *Post hoc* analizom parametra prosečnog ugla odstupanja od ose nominalnih implanata, paralelni implantati su dali statistički značajno manja odstupanja ($0,727^\circ$) u odnosu na angulirane implante ($1,083^\circ$). Nalaz da se otiskivanje paralelnih implanata pokazalo kao tačnije, navodi na zaključak da je upotreba hirurških vođica pri ugradnji neophodna, u svrhu izrade tačnije nadoknade i dugotrajnost terapije. Pri analizi podataka dobijenih merenjem odstupanja od centra baze implanta u ovoj grupi poređenja, nije bilo statistički značajne razlike između anguliranih i paralelnih implanata. Zaključeno je da angulacija implanata, koja je upotrebljena za potrebe ovog istraživanja u svrhu poređenja sa paralelnim, utiče na pružanje supragingivalnog dela implanta na replika modelu, što u daljem toku izrade nadoknade može dovesti do većih neslaganja između nadoknade i abatmenta. Ovakav nalaz potvrđuje i dokaze mnogih istraživača da neparalelno ugrađeni implantati negativno utiču na tačnost otiskivanja (13, 33, 66, 73, 74, 76, 85, 89, 92, 112, 136). *Tsagkalidis i sar.* su u studiji 2015. godine ispitivali upravo koja je granica anguliranosti implanata iznad koje dolazi do izražaja uticaj ovog parametra na tačnost otiskivanja i zaključili da angulacija implanata od 25° , za razliku od paralelnih i anguliranih implanata od 15° , utiče na tačnost otisnutih površina (33). Taj zaključak potvrđuje i prezentovana studija. U dosadašnjoj literaturi, autori se uglavnom slažu po pitanju iznosa angulacije koja utiče na tačnost otiskivanja, odnosno u skoro svakom istraživanju u kom je dokazan uticaj angulacije implanata iznos nagiba je bio $> 15^\circ$ (34, 66, 73, 76, 136, 143). Studije koje su tvrdile da implantati pod uglom ne izazivaju netačnosti prilikom otiskivanja su, za razliku od prethodnih, većinom ispitivale otiskivanje implanata sa angulacijom $\leq 15^\circ$ (68, 89, 92, 94). Međutim, postoji i par suprotnih dokaza koji su prezentovani naučnoj javnosti, u kojima se tvrdi da angulacija implanata od čak 30° nije uticala na tačnost procedure definitivnog otiskivanja (93, 135).

Obradom rezultata dobijenih otiskivanjem implanata pomoću dva poređena materijala, ustanovljeno je da je statistički značajno manje prosečno odstupanje od centra ($0,075$ mm) i manji prosečni ugao odstupanja ($0,770^\circ$) pokazao adicioni silikon (PVS) u poređenju sa polietrom (PE) ($0,097$ mm i $1,039^\circ$). Time su potvrđeni zaključci koje su izneli autori *Sorrentino* (2010), *Kurtulmus-Yilmaz* (2014) i *Vojdani* (2015), sa svojom grupom istraživača (34, 75, 76), a potvrđena je i treća radna hipoteza ove doktorske disertacije. U istraživanju *Lin i sar.*, u kom su poređeni otisni materijali istih proizvođača koji su korišćeni u ovoj studiji, dokazana je takođe superiornost adiccionog silikona u odnosu na polietar (77). Postoje i podaci da je polietar dao

bolje rezultate u odnosu na adicioni silikon (64, 78, 171), ali je ipak mnogo više onih koji nisu pokazali značajne razlike poredeći ova dva materijala pri otiskivanju u implant protetici (45, 79–81).

Izneseni zaključci dobijeni su obradom ukupnih prosečnih odstupanja za oba analizirana parametra odstupanja implanata, analizirajući pojedinačno svaku grupu koja je poređena u studiji i uporednom analizom unutar jedne grupe. Time su ostvareni postavljeni ciljevi ove doktorske disertacije.

Budući da se u implant protetici neretko sreću klinički slučajevi koji su, sa aspekta indikacije metode otiskivanja i vrste otisnog materijala koji će se upotrebiti za potrebe otiskivanja, veoma izazovni, u cilju da se zaključci prošire i doprinese naučnoj i stručnoj javnosti, pristupljeno je daljim analizama kombinovanjem između grupa.

Kako su dve glavne grupe imale po tri podgrupe (metode i materijal), a jedna je imala dve podgrupe (grupa implanata), ukupan broj svih mogućih kombinacija bio je 12. Takođe je pristupljeno pojedinačnoj analizi za svaki od merenih parametara, za sve moguće kombinacije grupa.

Zaključeno je da su u slučaju angulirane grupe implanata, za parametar prosečnog odstupanja od centra, kombinacija otvorene metode, splint i zatvorene metode sa adicisionim silikonom statistički značajno manje odstupale (0,041 mm; 0,065 mm i 0,077 mm) u odnosu na ostale kombinacije, dok između te tri kombinacije nije bilo značajne razlike. Ovaj rezultat ujedno i objašnjava nalaz nepostojanja statističke značajnosti pri poređenju anguliranih i paralelnih implanata, za parametar odstupanja od centra ose implanata. Vrednosti prosečnog ugla odstupanja angulirane grupe implanata razlikuju se u odnosu na odstupanje od centra. Pri analizi ovog parametra, splint i otvorena metoda u kombinaciji sa adicisionim silikonom i splint metoda u kombinaciji sa polietrom, za ovu grupu implanata pokazale su najtačnije rezultate (0,606°; 0,851° i 0,817°), bez statistički značajne razlike međusobno. Ono što se može sa sigurnošću zaključiti jeste da je PVS materijal koji je u grupi anguliranih implanata po oba parametra dao najmanja odstupanja. Navedeni nalazi ne mogu pružiti siguran zaključak o najtačnijoj metodi za angulirane implante od 20°, ali se može reći da bi se u ovakvom kliničkom slučaju za otiskivanje mogle indikovati otvorena ili splint metoda pomoću adicisionog silikona, jer su u oba parametra dale najmanja odstupanja. Ovi zaključci se poklapaju sa studijama Carr (1991) i Sorrentino i sar. (2010), koji su zaključili da otvorena metoda u kombinaciji sa adicisionim silikonom daje najtačnije otiske anguliranih implanata, ali su u korelaciji i sa studijama koje su dokazale kombinaciju splint metode i adicisionog silikona metodom izbora kod angulacije implanata od 20° (33, 34). Ne sme se zanemariti kombinacija splint metode i PE, koja je, osim što je bila među

najtačnijim za parametar ugla odstupanja, pokazala i relativno malo odstupanje od centra ose implanta (0,082 mm). Ovaj rezultat može biti posledica, kako samog splintovanja prenosnika, tako i krutosti otisnog materijala koji su uticali na ograničavanje pokreta transfer sistema prilikom otiskivanja. To ukazuje da nije greška indikovati ovu kombinaciju metode i materijala u slučaju implanata pod uglom, ali s obzirom da je PVS materijal pokazao značajno bolje rezultate od PE u rezultatima ukupnog odstupanja po oba parametra, ne može se izdvojiti kao bolja od gore navedenih kombinacija. Kombinacija zatvorene metode i adiconog silikona, koja je pokazala sličnu tačnost sa navedene dve za parametar odstupanja od centra, ne bi se mogla sa sigurnošću preporučiti za otiskivanje implanata ove angulacije, budući da je pokazala znatno veća odstupanja za parametar prosečnog ugla odstupanja ($1,284^\circ$). Razlog ovakvog nalaza leži, verovatno, u pomeranju samih prenosnika prilikom odvajanja otiska od otiskivanih površina, prilikom čega dolazi do većih diskrepanci u koronarnim delovima, nego u gingivalnim delovima koji naležu na vrat implanta. Kako je splint metoda dala ukupna najmanja odstupanja za oba merena parametra, a i u grupi anguliranih implanata se izdvojila kao jedna od najtačnijih, što isto važi i za PVS materijal, može se zaključiti da je ova kombinacija metode i materijala pravi izbor za otiskivanje implanata ugrađenih pod uglom od 20° u odnosu na vertikalnu ravan.

U slučaju grupe paralelnih implanata, za parametar prosečnog odstupanja od centra ose implanta, splint metoda u kombinaciji sa PVS materijalom je dala statistički značajno manja odstupanja u odnosu na sve ostale kombinacije (0,051 mm), što opet upućuje na prethodno donete zaključke o splint metodi i PVS materijalu kao najtačnijoj kombinaciji kako za paralelne, tako i za neparalelno ugrađene implante (34). Za razliku od ovog, može se reći očekivanog, nalaza, u rezultatima poređenih kombinacija metoda i materijala za parametar prosečnog ugla odstupanja za grupu paralelnih implanata, nijedna od kombinacija nije dala statistički značajno bolje rezultate u odnosu na ostale, ali se kombinacija otvorene metode sa PE pokazala kao kombinacija koja je imala najveći stepen odstupanja ($1,167^\circ$). Sve ostale kombinacije metoda i materijala imala su odstupanja u opsegu od $0,502^\circ$ do $0,721^\circ$, bez statistički značajne razlike međusobno. To je u korelaciji sa studijama koje su dokazale da metoda i otisni materijal ne utiču na tačnost otisnutih paralelnih implanata (79). Ekstremni prosečan ugao odstupanja koji je pokazala kombinacija otvorena/PE/paralelni implantati, može se, eventualno, pripisati fazi odvrtnja prenosnika prilikom otiskivanja ili zavrtnja analoga nakon otiskivanja, koji su, verovatno, doveli do nepoželjnih mikropomeranja transfer sistema unutar otiska. Pretpostavka je da se takva situacija nije desila kod splint metode u kombinaciji sa oba materijala, zbog prisutnog čvrstog akrilatnog bloka, koji nije dozvolio pomeranje prenosnika, a to potvrđuju i znatno manja prosečna odstupanja od ugla ove dve kombinacije u odnosu na pomenutu ($0,601^\circ$ i $0,644^\circ$). Dakle, sumirajući oba posmatrana parametra za grupu paralelnih implanata, može se

zaključiti da je splint metoda u kombinaciji sa PVS materijalom dobar izbor za prenošenje same pozicije tela implanta na definitivni radni model, a da kombinacija metode i materijala ne utiče na prosečan ugao odstupanja, izuzev prethodno navedene kombinacije koja je pokazala najveća odstupanja. Dobijeni nalaz za kombinaciju otvorena/PE može se pripisati i mogućim gore navedenim razlozima, ali može predstavljati i grešku prilikom same faze otiskivanja ili procesa digitalizacije, što ne može voditi sigurnom zaključku o njenoj potpunoj inferiornosti u odnosu na druge kombinacije metode i materijala.

Stalni izazovi koji stoje pred protetičarem prilikom izrade implantno nošenih nadoknada, po pitanju izbora prave metode otiskivanja i otisnog materijala, posebno u slučajevima neparalelno ugrađenih implanata, navode istraživače da tragaju za najtačnijim postupcima otiskivanja u implant protetici za svaki pojedinačni klinički slučaj. Većina studija o tačnosti otiskivanja u implant protetici se izvodi u uslovima *in vitro*, i nosi rizik od brojnih parametara koji mogu da utiču na sam eksperiment. Takođe, ne postoji određeni protokol same metodologije kojom bi se vodili istraživači, te je sumiranje rezultata u smislu donošenja konsenzusa po pitanju najtačnije metode i materijala za određeni tip, broj i angulaciju implanata, izuzetno teško. Sa druge strane, *in vitro* metodologija ispitivanja tačnosti otiskivanja ima brojne prednosti u odnosu na uslove *in vivo*, jer su izbegnuti svi otežavajući faktori koji postoje u usnoj duplji i mogu da utiču na tačnost otiskivanja. Otežavajući faktori kao što su vlažna sredina i otežana manipulacija u ustima, pored navedenih faktora, koji kliničku metodu istraživanja na ovu temu čine teško izvodljivom, mogu uticati na to da otiskivanje u *in vivo* uslovima ima mnogo veću verovatnoću od netačnosti u odnosu na uslove *in vitro*. To opravdava razlog zbog kojeg je u ovoj studiji svaka izmerena mera odstupanja od realnih površina master modela uzeta u obzir za obradu i statističku analizu, kao što je navedeno na početku ovog poglavlja, jer se može smatrati da je svako odstupanje izmereno u *in vitro* uslovima u proseku manje od realnog odstupanja u kliničkim uslovima.

Zaključci doneti na osnovu izvedenih svih mogućih kombinacija glavnih grupa koje su poređene u ovom istraživanju, pružaju nauci i struci dodatne informacije po pitanju uticaja primenjene metode i otisnog materijala kod paralelno i neparalelno ugrađenih implanata, na tačnost definitivnog radnog modela pri izradi implantno nošenih nadoknada. To u praktičnom smislu može olakšati odabir adekvatne metode za implante koji su, iz bilo kog razloga, postavljeni međusobno konvergentno pod ekstremnim angulacijama, kao i za idealno paralelno postavljene implante.

Ono što je takođe ispitano u prezentovanoj studiji, jeste uticaj metode i primenjenog otisnog materijala na tačnost otisnutih površina brušenih patrljaka u frontalnom delu krezube gornje vilice, prilikom istovremenog otiskivanja za zadati klinički slučaj. Analiza rezultata izme-

renih odstupanja na brušenim zubima podrazumevala je isti pristup kao i pri analizi odstupanja implanata. Uvodna obrada je dokazala, takođe, da komparacija merenja na različitim skenerima nije dala statističku značajnost i omogućila objedinjavanje podataka ove dve varijable. Za analizu je korišćen parametar apsolutnog prosečnog odstupanja u demarkacionoj zoni u odnosu na nominalnu geometriju.

Zaključeno je da su u grupi primenjenih metoda statistički značajno manje apsolutno prosečno odstupanje pokazale splint i otvorena metoda (0,0187 mm i 0,0181 mm) u odnosu na zatvorenu metodu otiskivanja (0,0243 mm). Između otvorene i splint metode nije bilo značajne razlike. To je u suprotnosti sa nalazom koji su prikazali *Siadat i sar.*, da nijedna od dve primenjene metode otiskivanja implanata (otvorena i zatvorena) nije uticala na tačnost brušenog zuba prilikom istovremenog otiskivanja implanata, sa jedne strane i zuba, sa druge strane (86).

U grupi poređenih otisnih materijala, manje apsolutno prosečno odstupanje otisnutih površina zuba pokazao je PVS (0,018 mm) materijal u poređenju sa PE (0,023 mm) materijalom. Ovaj nalaz potvrđuje dokaz o izuzetnoj tačnosti reprodukcije otisnutih površina adicisionih silikona istog proizvođača, koji je korišćen za potrebe ovog eksperimenta, u poređenju sa ostalim elastičnim otisnim materijalima (48, 172). Sa druge strane, ovaj zaključak je u suprotnosti sa studijama koje nisu pokazale značajne razlike između PVS i PE materijala, po pitanju njihove dimenzione stabilnosti i tačnosti (83, 173), kao i onim koje su dokazale da su PE superiorniji u odnosu na PVS (174, 175). Podaci o direktnoj komparaciji ova dva materijala pri otiskivanju brušenih zuba za bezmetalne nadoknade, retki su i najčešća komparacija ove dve vrste otisnih materijala vrši se u istraživanjima koja se bave otiskivanjem u implant protetici. Kao što je već navedeno, postoje kontroverze i po pitanju tačnijeg materijala za otiskivanje implanata, što sve upućuje na potrebe za daljim istraživanjem u cilju pronalaženja adekvatne indikacije otisnog materijala, kako u konvencionalnoj fiksnoj protetici, tako i u implant protetici. Ipak, u prezentovanoj studiji, PVS materijal izdvojio se kao tačniji u poređenju sa PE materijalom u pogledu otiskivanja brušenih zuba, i poklapa se sa zaključkom donesenim za potrebe otiskivanja obe grupe implanata.

Daljim kombinovanjem metode i materijala istakle su se kao najtačnije kombinacija splint metode i PVS materijala (0,0130 mm) i otvorene metode i PVS materijala (0,0126 mm), dok između njih nije postojala statistički značajna razlika. Otvorena i splint metoda otiskivanja pomoću PVS materijala su, i kod jedne i kod druge grupe implanata, bile među najtačnijim kombinacijama. Iz navedenog se može zaključiti da su, pre svega, splint metoda, a odmah posle nje i otvorena metoda otiskivanja u kombinaciji sa PVS materijalom, metode izbora za zadati klinički slučaj.

Kako je pregledom dostupne literature bilo nemoguće pronaći druga istraživanja na temu tačnosti istovremenog otiskivanja zuba i implanata, nalaz dobijen u prezentovanoj studiji trebalo bi bitno da doprinese razumevanju ove problematike. Zbog velike incidence kombinovanog načina rekonstrukcije kompletnog zubnog niza, nadoknadama retiniranim zubima i implantima i radi jednostavnijeg i bržeg izvođenja faze otiskivanja u takvim kliničkim studijama, potrebna su dalja istraživanja na tu temu.

6. ZAKLJUČCI

Prema rezultatima dobijenim u istraživanju, izvedeni su sledeći zaključci:

1. Metoda otiskivanja, angulacija implanata i vrsta otisnog materijala utiču na tačnost definitivnog radnog modela za izradu implantno nošenih zubnih nadoknada.
2. Direktna (otvorena) metoda otiskivanja modifikovana povezivanjem prenosnika, tzv. splint metoda otiskivanja u implant protetici daje tačnije rezultate u poređenju sa direktnom (otvorenom) i indirektnom (zatvorenom) metodom.
3. Direktna (otvorena) metoda i indirektna (zatvorena) metoda otiskivanja nisu pokazale statistički značajne razlike u pogledu tačnosti otiskivanja implanata.
4. Angulacija implanata od 20° u odnosu na vertikalnu ravan ima veći uticaj na tačnost otiskivanja u odnosu na paralelno ugrađene implante.
5. Otisci implanata uzeti adicisionim silikonima daju tačnije rezultate u poređenju sa otiscima uzetim polietrima.
6. Kombinacije otvorene metode i splint metode sa adicisionim silikonom i kombinacija splint metode sa polietrom daju tačnije rezultate prilikom otiskivanja implanata pod angulacijom od 20° u poređenju sa ostalim kombinacijama metoda i materijala.
7. Adicioni silikoni daju tačnije otiske anguliranih implanata u poređenju sa polietrom.
8. Splint metoda u kombinaciji sa adicisionim silikonom daje najmanja prosečna odstupanja od centra baze paralelnih implanata u poređenju sa ostalim kombinacijama metode i materijala.
9. Kombinacija metode i materijala ne utiče na prosečan ugao odstupanja paralelnih implanata, izuzev kombinacije otvorene metode i polietra koja je pokazala statistički značajno veća odstupanja u poređenju sa ostalim.
10. Splint i otvorena metoda otiskivanja daju tačnije rezultate otisnutih površina brušenih zuba u poređenju sa zatvorenom metodom.

11. Adicioni silikoni daju tačnije otiske brušenih patrljaka prilikom istovremenog otiskivanja implanata i površina zuba u poređenju sa polietrima.
12. Kombinacije splint i otvorene metode sa adicijom silikonom pružaju tačnije otiskivanje zuba i implanata istovremeno.
13. Splint metoda u kombinaciji sa adicijom silikonom mogla bi da bude kombinacija izbora za klinički slučaj prikazan u istraživanju, jer je ukupno dala najmanja odstupanja i istakla se kao najtačnija.

7. ZAHVALNICA

Rezultati prezentovani u doktorskoj disertaciji realizovani su u okviru projekta br. 142-451-2506/2017-01/02, pod nazivom „Unapređenje terapije oboljenja orofacijalnog sistema kroz razvoj savremenih dijagnostičkih metoda za detekciju okluzalnih opterećenja“, pod rukovodstvom prof. dr Tatjane Puškar. Projekat je finansiran od strane Pokrajinskog sekretarijata za visoko obrazovanje i naučnoistraživačku delatnost, Autonomne pokrajine Vojvodine, Republike Srbije.

8. LITERATURA

1. Jurišić M, Stamenković D, Marković A, Todorović A, Leković V, Dimitrijević B, et al. Oralna implantologija: Naučna knjiga, Beograd; 2008.
2. Carl EM. Dental Implant Prosthetics. 2 ed: by Mosby, an imprint of Elsevier Inc. ; 2015. 1008 p.
3. Jung RE, Zembic A, Pjetursson BE, Zwahlen M, Thoma DS. Systematic review of the survival rate and the incidence of biological, technical, and aesthetic complications of single crowns on implants reported in longitudinal studies with a mean follow-up of 5 years. *Clinical oral implants research*. 2012;23 Suppl 6:2-21.
4. Pjetursson BE, Thoma D, Jung R, Zwahlen M, Zembic A. A systematic review of the survival and complication rates of implant-supported fixed dental prostheses (FDPs) after a mean observation period of at least 5 years. *Clinical oral implants research*. 2012;23 Suppl 6:22-38.
5. Jensen C, Meijer HJ, Raghoobar GM, Kerdijs W, Cune MS. Implant-supported removable partial dentures in the mandible: A 3-16 year retrospective study. *Journal of prosthodontic research*. 2016.
6. de Araujo Nobre M, Mano Azul A, Rocha E, Malo P, Salvado F. Attributable fractions, modifiable risk factors and risk stratification using a risk score for peri-implant pathology. *Journal of prosthodontic research*. 2017;61(1):43-53.
7. Froum SJ. Dental implant complications : etiology, prevention, and treatment. Chichester ; Ames, Iowa: Wiley-Blackwell; 2010.
8. Menassa M, de Grandmont P, Audy N, Durand R, Rompre P, Emami E. Patients' expectations, satisfaction, and quality of life with immediate loading protocol. *Clinical oral implants research*. 2016;27(1):83-9.
9. Gomez-Polo M, Ortega R, Gomez-Polo C, Martin C, Celemin A, Del Rio J. Does Length, Diameter, or Bone Quality Affect Primary and Secondary Stability in Self-Tapping Dental Implants? *Journal of oral and maxillofacial surgery : official journal of the American Association of Oral and Maxillofacial Surgeons*. 2016;74(7):1344-53.
10. Malo P, de Araujo Nobre M, Lopes A, Queridinha B, Ferro A, Gravito I. Axial Implants in Immediate Function for Partial Rehabilitation in the Maxilla and Mandible: A Retrospective Clinical Study Evaluating the Long-Term Outcome (Up to 10 Years). *Implant dentistry*. 2015;24(5):557-64.
11. Ballo A. Implant Dentistry Research Guide : Basic, Translational and Clinical Research. New York: Nova Science Publishers, Inc.; 2012.
12. Richter EJ. Basic biomechanics of dental implants in prosthetic dentistry. *The Journal of prosthetic dentistry*. 1989;61(5):602-9.

13. Papaspyridakos P, Chen CJ, Gallucci GO, Doukoudakis A, Weber HP, Chronopoulos V. Accuracy of implant impressions for partially and completely edentulous patients: a systematic review. *The International journal of oral & maxillofacial implants*. 2014;29(4):836-45.
14. Stamenkovic D. [The biomechanics of dental implants and dentures]. *Srpski arhiv za celokupno lekarstvo*. 2008;136 Suppl 2:73-83.
15. Zagorskii VA, Zagorskii VV. [Biomechanics of single dental implants]. *Stomatologiya*. 2013;92(3):9-10.
16. Akca K, Kokat AM, Sahin S, Iplikcioglu H, Cehreli MC. Effects of prosthesis design and impression techniques on human cortical bone strain around oral implants under load. *Medical engineering & physics*. 2009;31(7):758-63.
17. De Santis R, Gloria A, Russo T, D'Amora U, Varriale A, Veltri M, et al. Reverse engineering of mandible and prosthetic framework: Effect of titanium implants in conjunction with titanium milled full arch bridge prostheses on the biomechanics of the mandible. *Journal of biomechanics*. 2014;47(16):3825-9.
18. Al-Sukhun J, Kelleway J. Biomechanics of the mandible: Part II. Development of a 3-dimensional finite element model to study mandibular functional deformation in subjects treated with dental implants. *The International journal of oral & maxillofacial implants*. 2007;22(3):455-66.
19. Hasan I, Rahimi A, Keilig L, Brinkmann KT, Bourauel C. Computational simulation of internal bone remodelling around dental implants: a sensitivity analysis. *Computer methods in biomechanics and biomedical engineering*. 2012;15(8):807-14.
20. Heinemann F, Hasan I, Bourauel C, Biffar R, Mundt T. Bone stability around dental implants: Treatment related factors. *Annals of anatomy = Anatomischer Anzeiger : official organ of the Anatomische Gesellschaft*. 2015;199:3-8.
21. Harirforoush R, Arzanpour S, Chehroudi B. The effects of implant angulation on the resonance frequency of a dental implant. *Medical engineering & physics*. 2014;36(8):1024-32.
22. Naconecy MM, Geremia T, Cervieri A, Teixeira ER, Shinkai RS. Effect of the number of abutments on biomechanics of Branemark prosthesis with straight and tilted distal implants. *Journal of applied oral science : revista FOB*. 2010;18(2):178-85.
23. Hasan I, Bourauel C, Keilig L, Stark H, Luckerath W. The effect of implant splinting on the load distribution in bone bed around implant-supported fixed prosthesis with different framework materials: A finite element study. *Annals of anatomy = Anatomischer Anzeiger : official organ of the Anatomische Gesellschaft*. 2015;199:43-51.
24. Hasan I, Bourauel C, Mundt T, Stark H, Heinemann F. Biomechanics and load resistance of small-diameter and mini dental implants: a review of literature. *Biomedizinische Technik Biomedical engineering*. 2014;59(1):1-5.
25. Hasan I, Heinemann F, Reimann S, Keilig L, Bourauel C. Finite element investigation of implant-supported fixed partial prosthesis in the premaxilla in immediately loaded and

- osseointegrated states. *Computer methods in biomechanics and biomedical engineering*. 2011;14(11):979-85.
26. Torcato LB, Pellizzer EP, Verri FR, Falcon-Antenucci RM, Santiago Junior JF, de Faria Almeida DA. Influence of parafunctional loading and prosthetic connection on stress distribution: a 3D finite element analysis. *The Journal of prosthetic dentistry*. 2015;114(5):644-51.
 27. Ramos Verri F, Santiago Junior JF, de Faria Almeida DA, de Oliveira GB, de Souza Batista VE, Marques Honorio H, et al. Biomechanical influence of crown-to-implant ratio on stress distribution over internal hexagon short implant: 3-D finite element analysis with statistical test. *Journal of biomechanics*. 2015;48(1):138-45.
 28. Sarfaraz H, Paulose A, Shenoy KK, Hussain A. A three-dimensional finite element analysis of a passive and friction fit implant abutment interface and the influence of occlusal table dimension on the stress distribution pattern on the implant and surrounding bone. *Journal of Indian Prosthodontic Society*. 2015;15(3):229-36.
 29. Silva GC, Cornacchia TM, de Magalhaes CS, Bueno AC, Moreira AN. Biomechanical evaluation of screw- and cement-retained implant-supported prostheses: a nonlinear finite element analysis. *The Journal of prosthetic dentistry*. 2014;112(6):1479-88.
 30. Marcian P, Borak L, Valasek J, Kaiser J, Florian Z, Wolff J. Finite element analysis of dental implant loading on atrophic and non-atrophic cancellous and cortical mandibular bone - a feasibility study. *Journal of biomechanics*. 2014;47(16):3830-6.
 31. Kan JY, Rungcharassaeng K, Bohsali K, Goodacre CJ, Lang BR. Clinical methods for evaluating implant framework fit. *The Journal of prosthetic dentistry*. 1999;81(1):7-13.
 32. Buzayan MM, Yunus NB. Passive Fit in Screw Retained Multi-unit Implant Prosthesis Understanding and Achieving: A Review of the Literature. *Journal of Indian Prosthodontic Society*. 2014;14(1):16-23.
 33. Tsagkalidis G, Tortopidis D, Mpikos P, Kaisarlis G, Koidis P. Accuracy of 3 different impression techniques for internal connection angulated implants. *The Journal of prosthetic dentistry*. 2015;114(4):517-23.
 34. Kurtulmus-Yilmaz S, Ozan O, Ozcelik TB, Yagiz A. Digital evaluation of the accuracy of impression techniques and materials in angulated implants. *J Dent*. 2014;42(12):1551-9.
 35. Kim JH, Kim KR, Kim S. Critical appraisal of implant impression accuracies: A systematic review. *The Journal of prosthetic dentistry*. 2015;114(2):185-92 e1.
 36. Sumathi K, Sneha Mantri S, Deogade SC. Impressions in implant dentistry-a review. *International Journal of Research in Dentistry*. 2015;5(2):22-32.
 37. Cho SH, Schaefer O, Thompson GA, Guentsch A. Comparison of accuracy and reproducibility of casts made by digital and conventional methods. *The Journal of prosthetic dentistry*. 2015;113(4):310-5.
 38. Vecsei B, Joos-Kovacs G, Borbely J, Hermann P. Comparison of the accuracy of direct and indirect three-dimensional digitizing processes for CAD/CAM systems - An in vitro study. *Journal of prosthodontic research*. 2016.

39. Kurtzman GM, Dompkowski DE. Using digital impressions and CAD/CAM in implant dentistry. *Dentistry today*. 2014;33(3):114, 6-7.
40. Bhakta S, Vere J, Calder I, Patel R. Impressions in implant dentistry. *British dental journal*. 2011;211(8):361-7.
41. Nissan J, Ghelfan O. The press-fit implant impression coping technique. *The Journal of prosthetic dentistry*. 2009;101(6):413-4.
42. Windhorn RJ, Gunnell TR. A simple open-tray implant impression technique. *The Journal of prosthetic dentistry*. 2006;96(3):220-1.
43. Di Fiore A, Meneghello R, Savio G, Sivoletta S, Katsoulis J, Stellini E. In Vitro Implant Impression Accuracy Using a New Photopolymerizing SDR Splinting Material. *Clinical implant dentistry and related research*. 2015;17 Suppl 2:e721-9.
44. Tarib NA, Seong TW, Chuen KM, Kun MS, Ahmad M, Kamarudin KH. Evaluation of splinting implant impression techniques: two dimensional analyses. *The European journal of prosthodontics and restorative dentistry*. 2012;20(1):35-9.
45. Wee AG. Comparison of impression materials for direct multi-implant impressions. *The Journal of prosthetic dentistry*. 2000;83(3):323-31.
46. Aguilar ML, Elias A, Vizcarrondo CE, Psoter WJ. Analysis of three-dimensional distortion of two impression materials in the transfer of dental implants. *The Journal of prosthetic dentistry*. 2010;103(4):202-9.
47. Hamalian TA, Nasr E, Chidiac JJ. Impression materials in fixed prosthodontics: influence of choice on clinical procedure. *Journal of prosthodontics : official journal of the American College of Prosthodontists*. 2011;20(2):153-60.
48. Wang Z. Comparison of Dimensional Accuracies Using Two Elastomeric Impression Materials in Casting Three-dimensional Tool Marks. *Journal of forensic sciences*. 2016;61(3):792-7.
49. Camardella LT, Alencar DS, Breuning H, de Vasconcellos Vilella O. Effect of polyvinylsiloxane material and impression handling on the accuracy of digital models. *American journal of orthodontics and dentofacial orthopedics : official publication of the American Association of Orthodontists, its constituent societies, and the American Board of Orthodontics*. 2016;149(5):634-44.
50. Re D, De Angelis F, Augusti G, Augusti D, Caputi S, D'Amario M, et al. Mechanical Properties of Elastomeric Impression Materials: An In Vitro Comparison. *International journal of dentistry*. 2015;2015:428286.
51. Walker MP, Alderman N, Petrie CS, Melander J, McGuire J. Correlation of impression removal force with elastomeric impression material rigidity and hardness. *Journal of prosthodontics : official journal of the American College of Prosthodontists*. 2013;22(5):362-6.
52. van Noort R. The future of dental devices is digital. *Dental materials : official publication of the Academy of Dental Materials*. 2012;28(1):3-12.

53. Lin WS, Harris BT, Zandinejad A, Morton D. Use of digital data acquisition and CAD/CAM technology for the fabrication of a fixed complete dental prosthesis on dental implants. *The Journal of prosthetic dentistry*. 2014;111(1):1-5.
54. Lin WS, Harris BT, Ozdemir E, Morton D. Maxillary rehabilitation with a CAD/CAM-fabricated, long-term interim and anatomic contour definitive prosthesis with a digital workflow: A clinical report. *The Journal of prosthetic dentistry*. 2013;110(1):1-7.
55. Hammerle CH, Cordaro L, van Assche N, Benic GI, Bornstein M, Gamper F, et al. Digital technologies to support planning, treatment, and fabrication processes and outcome assessments in implant dentistry. Summary and consensus statements. The 4th EAO consensus conference 2015. *Clinical oral implants research*. 2015;26 Suppl 11:97-101.
56. Arunyanak SP, Harris BT, Grant GT, Morton D, Lin WS. Digital approach to planning computer-guided surgery and immediate provisionalization in a partially edentulous patient. *The Journal of prosthetic dentistry*. 2016;116(1):8-14.
57. Ajioka H, Kihara H, Odaira C, Kobayashi T, Kondo H. Examination of the Position Accuracy of Implant Abutments Reproduced by Intra-Oral Optical Impression. *PloS one*. 2016;11(10):e0164048.
58. Jeong ID, Lee JJ, Jeon JH, Kim JH, Kim HY, Kim WC. Accuracy of complete-arch model using an intraoral video scanner: An in vitro study. *The Journal of prosthetic dentistry*. 2016;115(6):755-9.
59. Lin WS, Harris BT, Morton D. The use of a scannable impression coping and digital impression technique to fabricate a customized anatomic abutment and zirconia restoration in the esthetic zone. *The Journal of prosthetic dentistry*. 2013;109(3):187-91.
60. Marti AM, Harris BT, Metz MJ, Morton D, Scarfe WC, Metz CJ, et al. Comparison of digital scanning and polyvinyl siloxane impression techniques by dental students: instructional efficiency and attitudes towards technology. *European journal of dental education : official journal of the Association for Dental Education in Europe*. 2016.
61. Matta RE, Adler W, Wichmann M, Heckmann SM. Accuracy of impression scanning compared with stone casts of implant impressions. *The Journal of prosthetic dentistry*. 2017;117(4):507-12.
62. Burns J, Palmer R, Howe L, Wilson R. Accuracy of open tray implant impressions: an in vitro comparison of stock versus custom trays. *The Journal of prosthetic dentistry*. 2003;89(3):250-5.
63. Marotti J, Tortamano P, Castilho TR, Steagall W, Jr., Wolfart S, Haselhuhn K. Accuracy of a self-perforating impression tray for dental implants. *The Journal of prosthetic dentistry*. 2014;112(4):843-8.
64. Gupta S, Narayan AI, Balakrishnan D. In Vitro Comparative Evaluation of Different Types of Impression Trays and Impression Materials on the Accuracy of Open Tray Implant Impressions: A Pilot Study. *International journal of dentistry*. 2017;2017:6306530.
65. Cavallaro J, Jr., Greenstein G. Angled implant abutments: a practical application of available knowledge. *Journal of the American Dental Association*. 2011;142(2):150-8.

66. Alikhasi M, Siadat H, Rahimian S. The Effect of Implant Angulation on the Transfer Accuracy of External-Connection Implants. *Clinical implant dentistry and related research*. 2015;17(4):822-9.
67. Walker MP, Ries D, Borello B. Implant cast accuracy as a function of impression techniques and impression material viscosity. *The International journal of oral & maxillofacial implants*. 2008;23(4):669-74.
68. Geramipanah F, Sahebi M, Davari M, Hajimahmoudi M, Rakhshan V. Effects of impression levels and trays on the accuracy of impressions taken from angulated implants. *Clinical oral implants research*. 2015;26(9):1098-105.
69. Lee H, So JS, Hochstedler JL, Ercoli C. The accuracy of implant impressions: a systematic review. *The Journal of prosthetic dentistry*. 2008;100(4):285-91.
70. Papaspyridakos P, Hirayama H, Chen CJ, Ho CH, Chronopoulos V, Weber HP. Full-arch implant fixed prostheses: a comparative study on the effect of connection type and impression technique on accuracy of fit. *Clinical oral implants research*. 2016;27(9):1099-105.
71. Selecman AM, Wicks RA. Making an implant-level impression using solid plastic, press-fit, closed-tray impression copings: a clinical report. *The Journal of prosthetic dentistry*. 2009;101(3):158-9.
72. Reddy S, Prasad K, Vakil H, Jain A, Chowdhary R. Accuracy of impressions with different impression materials in angulated implants. *Nigerian journal of clinical practice*. 2013;16(3):279-84.
73. Assuncao WG, Filho HG, Zaniquelli O. Evaluation of transfer impressions for osseointegrated implants at various angulations. *Implant dentistry*. 2004;13(4):358-66.
74. Baig MR. Multi-unit implant impression accuracy: A review of the literature. *Quintessence international*. 2014;45(1):39-51.
75. Vojdani M, Torabi K, Ansarifard E. Accuracy of different impression materials in parallel and nonparallel implants. *Dental research journal*. 2015;12(4):315-22.
76. Sorrentino R, Gherlone EF, Calesini G, Zarone F. Effect of implant angulation, connection length, and impression material on the dimensional accuracy of implant impressions: an in vitro comparative study. *Clinical implant dentistry and related research*. 2010;12 Suppl 1:e63-76.
77. Lee H, Ercoli C, Funkenbusch PD, Feng C. Effect of subgingival depth of implant placement on the dimensional accuracy of the implant impression: an in vitro study. *The Journal of prosthetic dentistry*. 2008;99(2):107-13.
78. Alikhasi M, Siadat H, Beyabanaki E, Kharazifard MJ. Accuracy of Implant Position Transfer and Surface Detail Reproduction with Different Impression Materials and Techniques. *Journal of dentistry*. 2015;12(10):774-83.
79. Chang WG, Vahidi F, Bae KH, Lim BS. Accuracy of three implant impression techniques with different impression materials and stones. *The International journal of prosthodontics*. 2012;25(1):44-7.

80. Liou AD, Nicholls JI, Yuodelis RA, Brudvik JS. Accuracy of replacing three tapered transfer impression copings in two elastomeric impression materials. *The International journal of prosthodontics*. 1993;6(4):377-83.
81. Daoudi MF, Setchell DJ, Searson LJ. A laboratory investigation of the accuracy of two impression techniques for single-tooth implants. *The International journal of prosthodontics*. 2001;14(2):152-8.
82. Stober T, Johnson GH, Schmitter M. Accuracy of the newly formulated vinyl siloxanether elastomeric impression material. *The Journal of prosthetic dentistry*. 2010;103(4):228-39.
83. Nassar U, Oko A, Adeeb S, El-Rich M, Flores-Mir C. An in vitro study on the dimensional stability of a vinyl polyether silicone impression material over a prolonged storage period. *The Journal of prosthetic dentistry*. 2013;109(3):172-8.
84. Balamurugan T, Manimaran P. Evaluation of accuracy of direct transfer snapon impression coping closed tray impression technique and direct transfer open tray impression technique: an in vitro study. *Journal of Indian Prosthodontic Society*. 2013;13(3):226-32.
85. Carr AB. Comparison of impression techniques for a five-implant mandibular model. *The International journal of oral & maxillofacial implants*. 1991;6(4):448-55.
86. Siadat H, Monzavi A, Alikhasi M, Fathi B. Accuracy of implant transfer with open-tray and closed-tray impression techniques and surface detail reproduction of the tooth during impression. *Journal of Dental Medicine, Tehran University of Medical Sciences*. 2012;25(2):77-84.
87. De La Cruz JE, Funkenbusch PD, Ercoli C, Moss ME, Graser GN, Tallents RH. Verification jig for implant-supported prostheses: A comparison of standard impressions with verification jigs made of different materials. *The Journal of prosthetic dentistry*. 2002;88(3):329-36.
88. Del'Acqua MA, Arioli-Filho JN, Compagnoni MA, Mollo Fde A, Jr. Accuracy of impression and pouring techniques for an implant-supported prosthesis. *The International journal of oral & maxillofacial implants*. 2008;23(2):226-36.
89. Carr AB. Comparison of impression techniques for a two-implant 15-degree divergent model. *The International journal of oral & maxillofacial implants*. 1992;7(4):468-75.
90. Phillips K, Goto Y. Alternative implant impression techniques. *Compendium of continuing education in dentistry*. 2002;23(2):170-2, 4.
91. Humphries RM, Yaman P, Bloem TJ. The accuracy of implant master casts constructed from transfer impressions. *The International journal of oral & maxillofacial implants*. 1990;5(4):331-6.
92. Balouch F, Jalalian E, Nikkheslat M, Ghavamian R, Toopchi S, Jallalian F, et al. Comparison of Dimensional Accuracy between Open-Tray and Closed-Tray Implant Impression Technique in 15 degrees Angled Implants. *J Dent (Shiraz)*. 2013;14(3):96-102.
93. Alexander Hazboun GB, Masri R, Romberg E, Kempler J, Driscoll CF. Effect of implant angulation and impression technique on impressions of NobelActive implants. *The Journal of prosthetic dentistry*. 2015;113(5):425-31.

94. Conrad HJ, Pesun IJ, DeLong R, Hodges JS. Accuracy of two impression techniques with angulated implants. *The Journal of prosthetic dentistry*. 2007;97(6):349-56.
95. Nakhaei M, Madani AS, Moraditalab A, Haghi HR. Three-dimensional accuracy of different impression techniques for dental implants. *Dental research journal*. 2015;12(5):431-7.
96. Assif D, Marshak B, Schmidt A. Accuracy of implant impression techniques. *The International journal of oral & maxillofacial implants*. 1996;11(2):216-22.
97. Papaspyridakos P, Benic GI, Hogsett VL, White GS, Lal K, Gallucci GO. Accuracy of implant casts generated with splinted and non-splinted impression techniques for edentulous patients: an optical scanning study. *Clinical oral implants research*. 2012;23(6):676-81.
98. Ma J, Rubenstein JE. Complete arch implant impression technique. *The Journal of prosthetic dentistry*. 2012;107(6):405-10.
99. Schmitt JK, Adrian ED, Gardner FM, Gaston ML. A comparison of impression techniques for the CeraOne abutment. *Journal of prosthodontics : official journal of the American College of Prosthodontists*. 1994;3(3):145-8.
100. Silverstein LH, Kurtzman GM, Schneider A, Shatz PC. Use of an extraoral verification template for dental implant-supported prostheses. *The Journal of oral implantology*. 2002;28(4):184-8.
101. Silverstein LH, Kurtzman GM, Schneider A, Shatz PC. The utilization of a preprosthetic extraoral verification stent for dental implant-supported reconstructions. *Dentistry today*. 2002;21(1):88-91.
102. Selvaraj S, Dorairaj J, Mohan J, Simon P. Comparison of implant cast accuracy of multiple implant impression technique with different splinting materials: An in vitro study. *Journal of Indian Prosthodontic Society*. 2016;16(2):167-75.
103. Herbst D, Nel JC, Driessen CH, Becker PJ. Evaluation of impression accuracy for osseointegrated implant supported superstructures. *The Journal of prosthetic dentistry*. 2000;83(5):555-61.
104. Lin WS, Harris BT, Metz MJ, Morton D. A technique for verifying and correcting a milled polyurethane definitive cast for nonsegmental implant restoration in an edentulous jaw. *The Journal of prosthetic dentistry*. 2014;112(3):658-62.
105. Hsu CC, Millstein PL, Stein RS. A comparative analysis of the accuracy of implant transfer techniques. *The Journal of prosthetic dentistry*. 1993;69(6):588-93.
106. Lee SJ, Cho SB. Accuracy of five implant impression technique: effect of splinting materials and methods. *The journal of advanced prosthodontics*. 2011;3(4):177-85.
107. Rutkunas V, Ignatovic J. A technique to splint and verify the accuracy of implant impression copings with light-polymerizing acrylic resin. *The Journal of prosthetic dentistry*. 2014;111(3):254-6.

108. Naconecy MM, Teixeira ER, Shinkai RS, Frasca LC, Cervieri A. Evaluation of the accuracy of 3 transfer techniques for implant-supported prostheses with multiple abutments. *The International journal of oral & maxillofacial implants*. 2004;19(2):192-8.
109. Eid N. An implant impression technique using a plaster splinting index combined with a silicone impression. *The Journal of prosthetic dentistry*. 2004;92(6):575-7.
110. Inturregui JA, Aquilino SA, Ryther JS, Lund PS. Evaluation of three impression techniques for osseointegrated oral implants. *The Journal of prosthetic dentistry*. 1993;69(5):503-9.
111. Linkevicius T, Svediene O, Vindasiute E, Puisys A, Linkeviciene L. The influence of implant placement depth and impression material on the stability of an open tray impression coping. *The Journal of prosthetic dentistry*. 2012;108(4):238-43.
112. Filho HG, Mazaro JV, Vedovatto E, Assuncao WG, dos Santos PH. Accuracy of impression techniques for implants. Part 2 - comparison of splinting techniques. *Journal of prosthodontics : official journal of the American College of Prosthodontists*. 2009;18(2):172-6.
113. Revilla-Leon M, Sanchez-Rubio JL, Oteo-Calatayud J, Ozcan M. Impression technique for a complete-arch prosthesis with multiple implants using additive manufacturing technologies. *The Journal of prosthetic dentistry*. 2016.
114. Stimmelmayer M, Erdelt K, Guth JF, Happe A, Beuer F. Evaluation of impression accuracy for a four-implant mandibular model--a digital approach. *Clinical oral investigations*. 2012;16(4):1137-42.
115. Stimmelmayer M, Beuer F, Edelhoff D, Guth JF. Implant Impression Techniques for the Edentulous Jaw: A Summary of Three Studies. *Journal of prosthodontics : official journal of the American College of Prosthodontists*. 2016;25(2):146-50.
116. Stimmelmayer M, Guth JF, Erdelt K, Happe A, Schlee M, Beuer F. Clinical study evaluating the discrepancy of two different impression techniques of four implants in an edentulous jaw. *Clinical oral investigations*. 2013;17(8):1929-35.
117. Papaspyridakos P, Gallucci GO, Chen CJ, Hanssen S, Naert I, Vandenberghe B. Digital versus conventional implant impressions for edentulous patients: accuracy outcomes. *Clinical oral implants research*. 2016;27(4):465-72.
118. Vigolo P, Majzoub Z, Cordioli G. Evaluation of the accuracy of three techniques used for multiple implant abutment impressions. *The Journal of prosthetic dentistry*. 2003;89(2):186-92.
119. Vigolo P, Fonzi F, Majzoub Z, Cordioli G. An evaluation of impression techniques for multiple internal connection implant prostheses. *The Journal of prosthetic dentistry*. 2004;92(5):470-6.
120. Vigolo P, Mutinelli S, Fonzi F, Stellini E. An in vitro evaluation of impression techniques for multiple internal- and external-connection implant prostheses. *The International journal of oral & maxillofacial implants*. 2014;29(4):807-18.

121. Lahori M, Nagrath R, Agrawal P. An in vitro study to compare the accuracy of the master cast fabricated by four different transfer impression techniques for single-tooth implant replacement. *Journal of Indian Prosthodontic Society*. 2014;14(1):78-84.
122. Burawi G, Houston F, Byrne D, Claffey N. A comparison of the dimensional accuracy of the splinted and unsplinted impression techniques for the Bone-Lock implant system. *The Journal of prosthetic dentistry*. 1997;77(1):68-75.
123. Jensen OT, Adams MW, Cottam JR, Parel SM, Phillips WR, 3rd. The All-on-4 shelf: maxilla. *Journal of oral and maxillofacial surgery : official journal of the American Association of Oral and Maxillofacial Surgeons*. 2010;68(10):2520-7.
124. Jensen OT. Complete arch site classification for all-on-4 immediate function. *The Journal of prosthetic dentistry*. 2014;112(4):741-51 e2.
125. Malo P, de Araujo Nobre M, Lopes A, Moss SM, Molina GJ. A longitudinal study of the survival of All-on-4 implants in the mandible with up to 10 years of follow-up. *Journal of the American Dental Association*. 2011;142(3):310-20.
126. Ferreira EJ, Kuabara MR, Gulinelli JL. "All-on-four" concept and immediate loading for simultaneous rehabilitation of the atrophic maxilla and mandible with conventional and zygomatic implants. *The British journal of oral & maxillofacial surgery*. 2010;48(3):218-20.
127. Soto-Penaloza D, Zaragoza-Alonso R, Penarrocha-Diago M, Penarrocha-Diago M. The all-on-four treatment concept: Systematic review. *Journal of clinical and experimental dentistry*. 2017;9(3):e474-e88.
128. Takahashi T, Shimamura I, Sakurai K. Influence of number and inclination angle of implants on stress distribution in mandibular cortical bone with All-on-4 Concept. *Journal of prosthodontic research*. 2010;54(4):179-84.
129. Jensen OT, Adams MW. The maxillary M-4: a technical and biomechanical note for all-on-4 management of severe maxillary atrophy--report of 3 cases. *Journal of oral and maxillofacial surgery : official journal of the American Association of Oral and Maxillofacial Surgeons*. 2009;67(8):1739-44.
130. Greenberg AM. Cone beam computed tomography scanning and diagnosis for dental implants. *Oral and maxillofacial surgery clinics of North America*. 2015;27(2):185-202.
131. Giordano M, Ausiello P, Martorelli M, Sorrentino R. Reliability of computer designed surgical guides in six implant rehabilitations with two years follow-up. *Dental materials : official publication of the Academy of Dental Materials*. 2012;28(9):e168-77.
132. Balshi TJ, Wolfinger GJ, Alfano SG, Cacovean JN, Balshi SF. Fabricating an Accurate Implant Master Cast: A Technique Report. *Journal of prosthodontics : official journal of the American College of Prosthodontists*. 2015;24(8):654-60.
133. Joda T, Ferrari M, Braegger U. A digital approach for one-step formation of the supra-implant emergence profile with an individualized CAD/CAM healing abutment. *Journal of prosthodontic research*. 2016;60(3):220-3.

134. Papaspyridakos P. Full Mouth Implant Rehabilitation with Staged Approach: 6-Year Clinical Follow-Up. *Journal of esthetic and restorative dentistry : official publication of the American Academy of Esthetic Dentistry [et al]*. 2015;27(4):213-23.
135. Al-Abdullah K, Zandparsa R, Finkelman M, Hirayama H. An in vitro comparison of the accuracy of implant impressions with coded healing abutments and different implant angulations. *The Journal of prosthetic dentistry*. 2013;110(2):90-100.
136. Assuncao WG, Cardoso A, Gomes EA, Tabata LF, dos Santos PH. Accuracy of impression techniques for implants. Part 1--Influence of transfer copings surface abrasion. *Journal of prosthodontics : official journal of the American College of Prosthodontists*. 2008;17(8):641-7.
137. Straumann. Product Catalog 2016. United States [Available from: http://www.straumann.us/content/dam/internet/straumann_us/resources/brochurecatalogue/product-catalogs/en/USLIT.007.2016.US.Product.Catalog.pdf].
138. 3Shape. D900L dental lab scanner – fast, accurate with plenty of room inside: 3Shape; 2014 [cited 2017 2. May]. Available from: <http://www.3shape.com/en/knowledge-center/news-and-press/news/2014/d900l-dental-lab-scanner>.
139. Medit. Faster and more precise than ever, Identica Blue 2015 [cited 2017 2. May]. Available from: <http://meditcompany.com/identicablue/>.
140. Jung RE, Pjetursson BE, Glauser R, Zembic A, Zwahlen M, Lang NP. A systematic review of the 5-year survival and complication rates of implant-supported single crowns. *Clinical oral implants research*. 2008;19(2):119-30.
141. Assuncao WG, Tabata LF, Cardoso A, Rocha EP, Gomes EA. Prosthetic transfer impression accuracy evaluation for osseointegrated implants. *Implant dentistry*. 2008;17(3):248-56.
142. Lorenzoni M, Pertl C, Penkner K, Polansky R, Sedaj B, Wegscheider WA. Comparison of the transfer precision of three different impression materials in combination with transfer caps for the Frialit-2 system. *Journal of oral rehabilitation*. 2000;27(7):629-38.
143. Tabrizi R, Pourdanesh F, Zare S, Daneste H, Zeini N. Do angulated implants increase the amount of bone loss around implants in the anterior maxilla? *Journal of oral and maxillofacial surgery : official journal of the American Association of Oral and Maxillofacial Surgeons*. 2013;71(2):272-7.
144. Moreira AH, Rodrigues NF, Pinho AC, Fonseca JC, Vilaca JL. Accuracy Comparison of Implant Impression Techniques: A Systematic Review. *Clinical implant dentistry and related research*. 2015;17 Suppl 2:e751-64.
145. Persson AS, Oden A, Andersson M, Sandborgh-Englund G. Digitization of simulated clinical dental impressions: virtual three-dimensional analysis of exactness. *Dental materials : official publication of the Academy of Dental Materials*. 2009;25(7):929-36.
146. Kim JE, Amelya A, Shin Y, Shim JS. Accuracy of intraoral digital impressions using an artificial landmark. *The Journal of prosthetic dentistry*. 2016.

147. Lee JJ, Jeong ID, Park JY, Jeon JH, Kim JH, Kim WC. Accuracy of single-abutment digital cast obtained using intraoral and cast scanners. *The Journal of prosthetic dentistry*. 2017;117(2):253-9.
148. Demir N, Ozturk AN, Malkoc MA. Evaluation of the marginal fit of full ceramic crowns by the microcomputed tomography (micro-CT) technique. *European journal of dentistry*. 2014;8(4):437-44.
149. Tsitrou EA, Northeast SE, van Noort R. Evaluation of the marginal fit of three margin designs of resin composite crowns using CAD/CAM. *J Dent*. 2007;35(1):68-73.
150. Alqahtani F. Marginal fit of all-ceramic crowns fabricated using two extraoral CAD/CAM systems in comparison with the conventional technique. *Clinical, cosmetic and investigational dentistry*. 2017;9:13-8.
151. Berrendero S, Salido MP, Valverde A, Ferreiroa A, Pradies G. Influence of conventional and digital intraoral impressions on the fit of CAD/CAM-fabricated all-ceramic crowns. *Clinical oral investigations*. 2016;20(9):2403-10.
152. Borges GA, Faria JS, Agarwal P, Spohr AM, Correr-Sobrinho L, Miranzi BA. In vitro marginal fit of three all-ceramic crown systems before and after cementation. *Operative dentistry*. 2012;37(6):641-9.
153. Nawafleh NA, Mack F, Evans J, Mackay J, Hatamleh MM. Accuracy and reliability of methods to measure marginal adaptation of crowns and FDPs: a literature review. *Journal of prosthodontics : official journal of the American College of Prosthodontists*. 2013;22(5):419-28.
154. Trifković BV. Analiza metroloških karakteristika uređaja za optičku digitalizaciju stomatoloških CAD/CAM sistema [PhD thesis]. Univerzitet u Beogradu, Stomatološki fakultet: University of Belgrade, Serbia; 2012.
155. Bergin JM, Rubenstein JE, Mancl L, Brudvik JS, Raigrodski AJ. An in vitro comparison of photogrammetric and conventional complete-arch implant impression techniques. *The Journal of prosthetic dentistry*. 2013;110(4):243-51.
156. Gimenez B, Ozcan M, Martinez-Rus F, Pradies G. Accuracy of a digital impression system based on active wavefront sampling technology for implants considering operator experience, implant angulation, and depth. *Clinical implant dentistry and related research*. 2015;17(1):54-64.
157. Nicoll RJ, Sun A, Haney S, Turkyilmaz I. Precision of fit between implant impression coping and implant replica pairs for three implant systems. *The Journal of prosthetic dentistry*. 2013;109(1):37-43.
158. Rashidan N, Alikhasi M, Samadizadeh S, Beyabanaki E, Kharazifard MJ. Accuracy of implant impressions with different impression coping types and shapes. *Clinical implant dentistry and related research*. 2012;14(2):218-25.
159. Fluegge T, Att W, Metzger M, Nelson K. A Novel Method to Evaluate Precision of Optical Implant Impressions with Commercial Scan Bodies-An Experimental Approach. *Journal of prosthodontics : official journal of the American College of Prosthodontists*. 2017;26(1):34-41.

160. Renne W, Ludlow M, Fryml J, Schurch Z, Mennito A, Kessler R, et al. Evaluation of the accuracy of 7 digital scanners: An in vitro analysis based on 3-dimensional comparisons. *The Journal of prosthetic dentistry*. 2016.
161. Persson M, Andersson M, Bergman B. The accuracy of a high-precision digitizer for CAD/CAM of crowns. *The Journal of prosthetic dentistry*. 1995;74(3):223-9.
162. de Avila ED, Barros LA, Del'Acqua MA, Castanharo SM, Mollo Fde A, Jr. Comparison of the accuracy for three dental impression techniques and index: an in vitro study. *Journal of prosthodontic research*. 2013;57(4):268-74.
163. Fernandez MA, Paez de Mendoza CY, Platt JA, Levon JA, Hovijitra ST, Nimmo A. A comparative study of the accuracy between plastic and metal impression transfer copings for implant restorations. *Journal of prosthodontics : official journal of the American College of Prosthodontists*. 2013;22(5):367-76.
164. Park JY, Jeong ID, Lee JJ, Bae SY, Kim JH, Kim WC. In vitro assessment of the marginal and internal fits of interim implant restorations fabricated with different methods. *The Journal of prosthetic dentistry*. 2016;116(4):536-42.
165. Sharma A, Shetty M, Hegde C, Shetty NS, Prasad DK. Comparative Evaluation of Dimensional Accuracy and Tensile Strength of a Type IV Gypsum Using Microwave and Air Drying Methods. *Journal of Indian Prosthodontic Society*. 2013;13(4):525-30.
166. Lee WS, Park JK, Kim JH, Kim HY, Kim WC, Yu CH. New approach to accuracy verification of 3D surface models: An analysis of point cloud coordinates. *Journal of prosthodontic research*. 2016;60(2):98-105.
167. Berejuk HM, Shimizu RH, de Mattias Sartori IA, Valgas L, Tiozzi R. Vertical microgap and passivity of fit of three-unit implant-supported frameworks fabricated using different techniques. *The International journal of oral & maxillofacial implants*. 2014;29(5):1064-70.
168. Branemark PI. Osseointegration and its experimental background. *The Journal of prosthetic dentistry*. 1983;50(3):399-410.
169. Jemt T. Failures and complications in 391 consecutively inserted fixed prostheses supported by Branemark implants in edentulous jaws: a study of treatment from the time of prosthesis placement to the first annual checkup. *The International journal of oral & maxillofacial implants*. 1991;6(3):270-6.
170. Riedy SJ, Lang BR, Lang BE. Fit of implant frameworks fabricated by different techniques. *The Journal of prosthetic dentistry*. 1997;78(6):596-604.
171. Haghi HR, Shiehzadeh M, Nakhaei M, Ahrary F, Sabzevari S. Effect of technique and impression material on the vertical misfit of a screw-retained, three-unit implant bridge: An in vitro study. *Journal of Indian Prosthodontic Society*. 2017;17(1):41-7.
172. Kumari N, Nandeeshwar DB. The dimensional accuracy of polyvinyl siloxane impression materials using two different impression techniques: An in vitro study. *Journal of Indian Prosthodontic Society*. 2015;15(3):211-7.

173. Alkurt M, Yesil Duymus Z, Dedeoglu N. Investigation of the effects of storage time on the dimensional accuracy of impression materials using cone beam computed tomography. *The journal of advanced prosthodontics*. 2016;8(5):380-7.
174. Rudolph H, Quaas S, Haim M, Preissler J, Walter MH, Koch R, et al. Randomized controlled clinical trial on the three-dimensional accuracy of fast-set impression materials. *Clinical oral investigations*. 2013;17(5):1397-406.
175. Vadapalli SB, Atluri K, Putcha MS, Kondreddi S, Kumar NS, Tadi DP. Evaluation of surface detail reproduction, dimensional stability and gypsum compatibility of monophasic polyvinyl-siloxane and polyether elastomeric impression materials under dry and moist conditions. *Journal of International Society of Preventive & Community Dentistry*. 2016;6(4):302-8.

PRILOG

REZULTATI MERENJA CAD-INSPEKCIJOM

Grupa 1 – Patrjci (P1, P2, P3, P4)

Grupa 2 – Angulirani implanti (A1, A2)

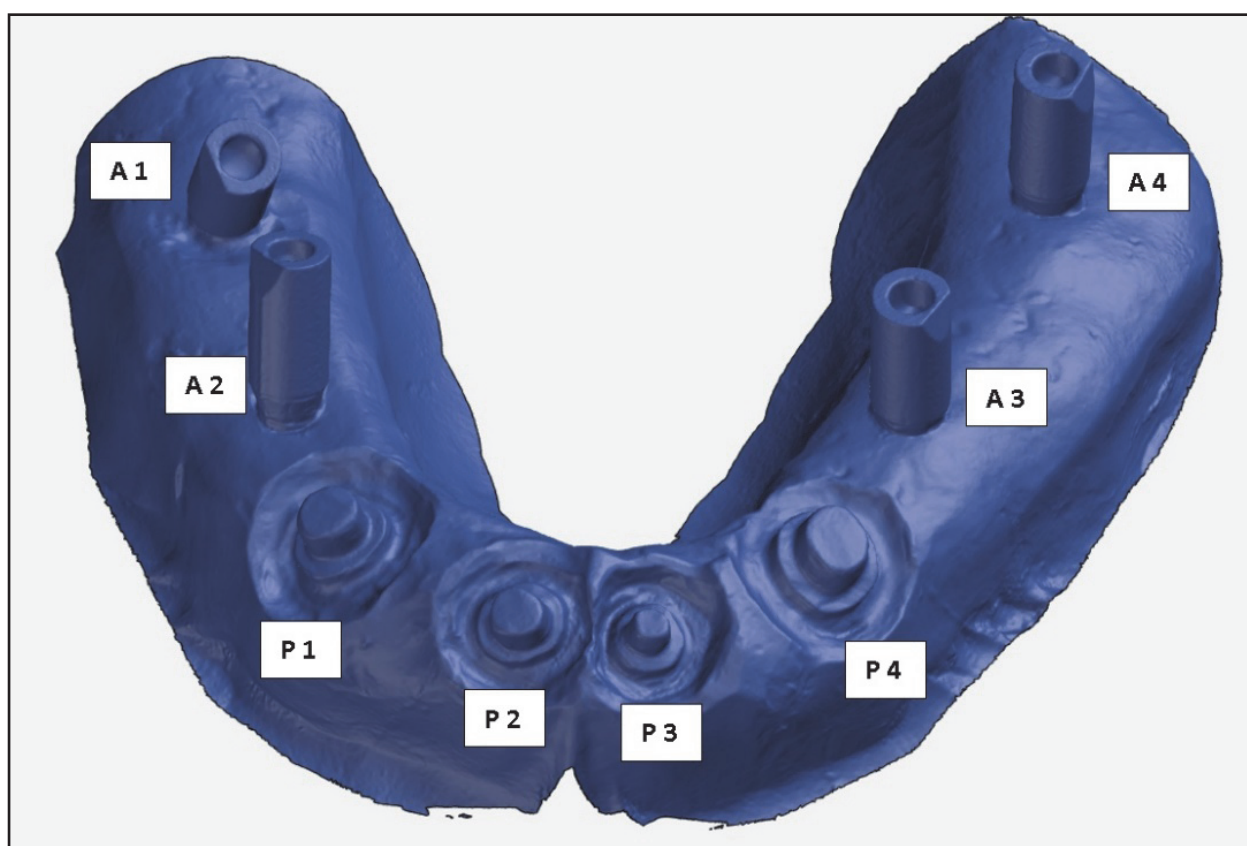
Grupa 3 – Paralelni implanti (A3, A4)

1. 3D skener – *Medit Identica Blue*

2. 3D skener – *3Shape D900L*

1. materijal – adicioni silikon (PVS)

2. materijal – polietar (PE)



1. OTVORENA (PVS) *Identica Blue*

Br. uzorka	Naziv	Grupa 1	Min. udaljenost [mm]	Max. udaljenost [mm]	Standardna devijacija [mm]	Srednja vrednost [mm]
1	Otvorena 1 (PVS) <i>Identica Blue</i>	P1	-0,183	+0,498	+0,087	+0,037
		P2	-0,213	+0,176	+0,047	+0,015
		P3	-0,222	+0,202	+0,028	+0,013
		P4	-0,324	+0,354	+0,057	+0,008

Br. uzorka	Naziv	Grupa 2	Udaljenost baze skeniranog abatmenta od baze nominalnog abatmenta [mm]				Uglovi osa cilindra u odnosu na bazu [°]	
			x	y	z	xyz	xyz	
1	Otvorena 1 (PVS) <i>Identica Blue</i>	A1	-0,0015	-0,0212	-0,0050	0,0219	1,5520°	1° 33' 7"
		A2	-0,0210	-0,0421	0,0010	0,0471	0,2817°	0° 16' 54"

Br. uzorka	Naziv	Grupa 3	Udaljenost baze skeniranog abatmenta od baze nominalnog abatmenta [mm]				Uglovi osa cilindra u odnosu na bazu [°]	
			x	y	z	xyz	xyz	
1	Otvorena 1 (PVS) <i>Identica Blue</i>	A3	-0,0524	0,0210	0,0058	0,0568	1,1729°	1° 10' 22"
		A4	0,0294	0,0392	-0,0030	0,0491	0,2962°	0° 17' 46"

Br. uzorka	Naziv	Grupa 1	Min. udaljenost [mm]	Max. udaljenost [mm]	Standardna devijacija [mm]	Srednja vrednost [mm]
2	Otvorena 2 (PVS) <i>Identica Blue</i>	P1	-0,123	+0,199	+0,030	+0,018
		P2	-0,097	+0,188	+0,030	+0,007
		P3	-0,079	+0,245	+0,031	+0,013
		P4	-0,081	+0,116	+0,017	0,007

Br. uzorka	Naziv	Grupa 2	Udaljenost baze skeniranog abatmenta od baze nominalnog abatmenta [mm]				Uglovi osa cilindra u odnosu na bazu [°]	
			x	y	z	xyz	xyz	
2	Otvorena 2 (PVS) <i>Identica Blue</i>	A1	0,0164	0,0007	-0,0180	0,0244	1,1368°	1° 8' 12"
		A2	-0,0148	-0,0502	0,0032	0,0524	0,6091°	0° 36' 32"

Br. uzorka	Naziv	Grupa 3	Udaljenost baze skeniranog abatmenta od baze nominalnog abatmenta [mm]				Uglovi osa cilindra u odnosu na bazu [°]	
			x	y	z	xyz	xyz	
2	Otvorena 2 (PVS) <i>Identica Blue</i>	A3	-0,0595	-0,0021	0,0255	0,0648	1,1168°	1° 7' 1"
		A4	0,0270	0,0530	-0,6508	0,6535	0,2414°	0° 14' 29"

Br. uzorka	Naziv	Grupa 1	Min. udaljenost [mm]	Max. udaljenost [mm]	Standardna devijacija [mm]	Srednja vrednost [mm]
3	Otvorena 3 (PVS) <i>Identica Blue</i>	P1	-0,098	+0,255	+0,026	+0,009
		P2	-0,046	+0,334	+0,063	+0,033
		P3	-0,152	+0,068	+0,035	+0,001
		P4	-0,083	+0,077	+0,018	0,009

Br. uzorka	Naziv	Grupa 2	Udaljenost baze skeniranog abatmenta od baze nominalnog abatmenta [mm]				Uglovi osa cilindra u odnosu na bazu [°]	
			x	y	z	xyz	xyz	
3	Otvorena 3 (PVS) <i>Identica Blue</i>	A1	0,0065	0,0211	-0,0113	0,0248	1,3414°	1° 20' 29"
		A2	-0,0360	-0,0792	0,0000	0,0870	0,4611°	0° 27' 40"

Br. uzorka	Naziv	Grupa 3	Udaljenost baze skeniranog abatmenta od baze nominalnog abatmenta [mm]				Uglovi osa cilindra u odnosu na bazu [°]	
			x	y	z	xyz	xyz	
3	Otvorena 3 (PVS) <i>Identica Blue</i>	A3	-0,0941	0,0068	-0,0006	0,0944	1,6851°	1° 41' 6"
		A4	0,0042	0,0379	-0,6873	0,6884	0,2786°	0° 16' 43"

Br. uzorka	Naziv	Grupa 1	Min. udaljenost [mm]	Max. udaljenost [mm]	Standardna devijacija [mm]	Srednja vrednost [mm]
4	Otvorena 4 (PVS) <i>Identica Blue</i>	P1	-0,282	+0,151	+0,057	-0,004
		P2	-0,143	+0,165	+0,032	+0,006
		P3	-0,131	+0,077	+0,028	-0,002
		P4	-0,229	+0,273	+0,040	+0,008

Br. uzorka	Naziv	Grupa 2	Udaljenost baze skeniranog abatmenta od baze nominalnog abatmenta [mm]				Uglovi osa cilindra u odnosu na bazu [°]	
			x	y	z	xyz	xyz	
4	Otvorena 4 (PVS) <i>Identica Blue</i>	A1	0,0052	-0,0046	-0,0199	0,0210	0,7272°	0° 43' 38"
		A2	-0,0103	-0,0682	0,0044	0,0691	0,9059°	0° 54' 21"

Br. uzorka	Naziv	Grupa 3	Udaljenost baze skeniranog abatmenta od baze nominalnog abatmenta [mm]				Uglovi osa cilindra u odnosu na bazu [°]	
			x	y	z	xyz	xyz	
4	Otvorena 4 (PVS) <i>Identica Blue</i>	A3	-0,0828	0,0111	0,0273	0,0879	1,0375°	1° 2' 15"
		A4	0,0019	0,0509	0,0044	0,0512	0,5058°	0° 30' 21"

Br. uzorka	Naziv	Grupa 1	Min. udaljenost [mm]	Max. udaljenost [mm]	Standardna devijacija [mm]	Srednja vrednost [mm]
5	Otvorena 5 (PVS) <i>Identica Blue</i>	P1	-0,124	+0,203	+0,027	+0,020
		P2	-0,391	+0,080	+0,069	-0,026
		P3	-0,107	+0,092	+0,021	+0,012
		P4	-0,181	+0,346	+0,038	-0,001

Br. uzorka	Naziv	Grupa 2	Udaljenost baze skeniranog abatmenta od baze nominalnog abatmenta [mm]				Uglovi osa cilindra u odnosu na bazu [°]	
			x	y	z	xyz	xyz	
5	Otvorena 5 (PVS) <i>Identica Blue</i>	A1	-0,0067	0,0034	0,0303	0,0313	1,0611°	1° 3' 40"
		A2	-0,0370	-0,0287	0,0179	0,0501	0,4828°	0° 28' 58"

Br. uzorka	Naziv	Grupa 3	Udaljenost baze skeniranog abatmenta od baze nominalnog abatmenta [mm]				Uglovi osa cilindra u odnosu na bazu [°]	
			x	y	z	xyz	xyz	
5	Otvorena 5 (PVS) <i>Identica Blue</i>	A3	-0,0705	-0,0096	0,0235	0,0750	0,8881°	0° 53' 17"
		A4	0,0031	0,0463	-0,6087	0,6105	1,0682°	1° 4' 5"

2. OTVORENA (PE) *Identica Blue*

Br. uzorka	Naziv	Grupa 1	Min. udaljenost [mm]	Max. udaljenost [mm]	Standardna devijacija [mm]	Srednja vrednost [mm]
6	Otvorena 1 (PE) <i>Identica Blue</i>	P1	-0,107	+0,231	+0,050	+0,041
		P2	-0,118	+0,409	+0,061	+0,027
		P3	-0,358	+0,118	+0,078	+0,010
		P4	-0,280	+0,162	+0,045	+0,005

Br. uzorka	Naziv	Grupa 2	Udaljenost baze skeniranog abatmenta od baze nominalnog abatmenta [mm]				Uglovi osa cilindra u odnosu na bazu [°]	
			x	y	z	xyz	xyz	
6	Otvorena 1 (PE) <i>Identica Blue</i>	A1	0,0283	-0,0296	-0,0082	0,0418	0,6709°	0° 40' 15"
		A2	-0,0386	-0,1293	0,0930	0,1638	0,3862°	0° 23' 10"

Br. uzorka	Naziv	Grupa 3	Udaljenost baze skeniranog abatmenta od baze nominalnog abatmenta [mm]				Uglovi osa cilindra u odnosu na bazu [°]	
			x	y	z	xyz	xyz	
6	Otvorena 1 (PE) <i>Identica Blue</i>	A3	-0,0409	-0,0008	0,0586	0,0715	0,4504°	0° 27' 1"
		A4	0,0215	0,0298	0,0237	0,0437	0,3786°	0° 22' 43"

Br. uzorka	Naziv	Grupa 1	Min. udaljenost [mm]	Max. udaljenost [mm]	Standardna devijacija [mm]	Srednja vrednost [mm]
7	Otvorena 2 (PE) <i>Identica Blue</i>	P1	-0,242	+0,542	+0,070	+0,024
		P2	-0,050	+0,096	+0,019	+0,004
		P3	-0,073	+0,082	+0,020	+0,006
		P4	-0,083	+0,443	+0,035	+0,012

Br. uzorka	Naziv	Grupa 2	Udaljenost baze skeniranog abatmenta od baze nominalnog abatmenta [mm]				Uglovi osa cilindra u odnosu na bazu [°]	
			x	y	z	xyz	xyz	
7	Otvorena 2 (PE) <i>Identica Blue</i>	A1	0,0016	-0,0299	0,0060	0,0305	1,8770°	1° 52' 37"
		A2	-0,0223	-0,0164	0,0191	0,0337	0,3643°	0° 21' 51"

Br. uzorka	Naziv	Grupa 3	Udaljenost baze skeniranog abatmenta od baze nominalnog abatmenta [mm]				Uglovi osa cilindra u odnosu na bazu [°]	
			x	y	z	xyz	xyz	
7	Otvorena 2 (PE) <i>Identica Blue</i>	A3	-0,0727	-0,0164	0,0022	0,0746	1,2385°	1° 14' 18"
		A4	0,0092	0,0156	0,0096	0,0205	0,2971°	0° 17' 49"

Br. uzorka	Naziv	Grupa 1	Min. udaljenost [mm]	Max. udaljenost [mm]	Standardna devijacija [mm]	Srednja vrednost [mm]
8	Otvorena 3 (PE) <i>Identica Blue</i>	P1	-0,049	+0,425	+0,054	+0,040
		P2	-1,103	+0,116	+0,294	-0,439
		P3	-0,900	+0,321	+0,285	-0,275
		P4	-0,239	+0,533	+0,111	+0,036

Br. uzorka	Naziv	Grupa 2	Udaljenost baze skeniranog abatmenta od baze nominalnog abatmenta [mm]				Uglovi osa cilindra u odnosu na bazu [°]	
			x	y	z	xyz	xyz	
8	Otvorena 3 (PE) <i>Identica Blue</i>	A1	-0,0834	0,0124	-0,1095	0,1382	0,6015°	0° 36' 5"
		A2	-0,0370	-0,0209	0,0587	0,0725	1,4829°	1° 28' 58"

Br. uzorka	Naziv	Grupa 3	Udaljenost baze skeniranog abatmenta od baze nominalnog abatmenta [mm]				Uglovi osa cilindra u odnosu na bazu [°]	
			x	y	z	xyz	xyz	
8	Otvorena 3 (PE) <i>Identica Blue</i>	A3	0,0071	0,0484	0,1894	0,1956	1,3283°	1° 19' 42"
		A4	-0,1600	0,0575	-0,2586	0,3095	2,7910°	2° 47' 27"

Br. uzorka	Naziv	Grupa 1	Min. udaljenost [mm]	Max. udaljenost [mm]	Standardna devijacija [mm]	Srednja vrednost [mm]
9	Otvorena 4 (PE) <i>Identica Blue</i>	P1	-0,640	+0,404	+0,210	-0,180
		P2	-0,300	+0,190	+0,118	-0,002
		P3	-0,148	+0,375	+0,116	+0,165
		P4	-0,644	+0,599	+0,193	+0,053

Br. uzorka	Naziv	Grupa 2	Udaljenost baze skeniranog abatmenta od baze nominalnog abatmenta [mm]				Uglovi osa cilindra u odnosu na bazu [°]	
			x	y	z	xyz	xyz	
9	Otvorena 4 (PE) <i>Identica Blue</i>	A1	-0,1935	0,1239	0,0702	0,2403	2,1575°	2° 9' 27"
		A2	-0,0249	-0,0551	0,0069	0,0609	2,9585°	2° 57' 30"

Br. uzorka	Naziv	Grupa 3	Udaljenost baze skeniranog abatmenta od baze nominalnog abatmenta [mm]				Uglovi osa cilindra u odnosu na bazu [°]	
			x	y	z	xyz	xyz	
9	Otvorena 4 (PE) <i>Identica Blue</i>	A3	-0,1447	-0,0841	0,0648	0,1795	4,4443°	4° 26' 39"
		A4	0,0319	-0,1429	0,0132	0,1470	1,7177°	1° 43' 4"

Br. uzorka	Naziv	Grupa 1	Min. udaljenost [mm]	Max. udaljenost [mm]	Standardna devijacija [mm]	Srednja vrednost [mm]
10	Otvorena 5 (PE) <i>Identica Blue</i>	P1	-0,158	+0,391	+0,061	+0,011
		P2	-0,109	+0,559	+0,105	+0,043
		P3	-0,188	+0,377	+0,057	+0,020
		P4	-0,237	+0,808	+0,085	+0,029

Br. uzorka	Naziv	Grupa 2	Udaljenost baze skeniranog abatmenta od baze nominalnog abatmenta [mm]				Uglovi osa cilindra u odnosu na bazu [°]	
			x	y	z	xyz	xyz	
10	Otvorena 5 (PE) <i>Identica Blue</i>	A1	0,0004	-0,0970	0,0048	0,0971	2,2559°	2° 15' 21"
		A2	-1,2286	-0,6694	-1,7528	2,2427	10,1353°	10° 8' 7"

Br. uzorka	Naziv	Grupa 3	Udaljenost baze skeniranog abatmenta od baze nominalnog abatmenta [mm]				Uglovi osa cilindra u odnosu na bazu [°]	
			x	y	z	xyz	xyz	
10	Otvorena 5 (PE) <i>Identica Blue</i>	A3	-0,0720	0,0455	0,0262	0,0981	0,8136°	0° 48' 49"
		A4	0,0334	0,0343	-0,0170	0,0508	0,7788°	0° 46' 44"

3. ZATVORENA (PVS) *Identica Blue*

Br. uzorka	Naziv	Grupa 1	Min. udaljenost [mm]	Max. udaljenost [mm]	Standardna devijacija [mm]	Srednja vrednost [mm]
11	Zatvorena 1 (PVS) <i>Identica Blue</i>	P1	-0,259	+0,302	+0,076	+0,020
		P2	-0,287	+0,322	+0,080	+0,041
		P3	-0,058	+0,080	+0,023	+0,019
		P4	-0,059	+0,228	+0,046	+0,027

Br. uzorka	Naziv	Grupa 2	Udaljenost baze skeniranog abatmenta od baze nominalnog abatmenta [mm]				Uglovi osa cilindra u odnosu na bazu [°]	
			x	y	z	xyz	xyz	
11	Zatvorena 1 (PVS) <i>Identica Blue</i>	A1	-0,0650	0,0084	0,1187	0,1356	3,9568°	3° 57' 24"
		A2	0,0078	-0,1018	0,0010	0,1021	0,2023°	0° 12' 8"

Br. uzorka	Naziv	Grupa 3	Udaljenost baze skeniranog abatmenta od baze nominalnog abatmenta [mm]				Uglovi osa cilindra u odnosu na bazu [°]	
			x	y	z	xyz	xyz	
11	Zatvorena 1 (PVS) <i>Identica Blue</i>	A3	0,0398	0,0346	-0,0038	0,0528	0,3762°	0° 22' 34"
		A4	0,0534	0,0473	-0,0429	0,0832	0,2455°	0° 14' 43"

Br. uzorka	Naziv	Grupa 1	Min. udaljenost [mm]	Max. udaljenost [mm]	Standardna devijacija [mm]	Srednja vrednost [mm]
12	Zatvorena 2 (PVS) <i>Identica Blue</i>	P1	-0,195	+0,411	+0,113	+0,064
		P2	-0,268	+0,400	+0,101	+0,022
		P3	-0,184	+0,266	+0,065	+0,049
		P4	-0,346	+0,455	+0,101	+0,051

Br. uzorka	Naziv	Grupa 2	Udaljenost baze skeniranog abatmenta od baze nominalnog abatmenta [mm]				Uglovi osa cilindra u odnosu na bazu [°]	
			x	y	z	xyz	xyz	
12	Zatvorena 2 (PVS) <i>Identica Blue</i>	A1	0,0140	-0,0178	0,0074	0,0193	0,6776°	0° 40' 39"
		A2	0,0034	-0,0651	-0,0139	0,0666	0,4372°	0° 26' 14"

Br. uzorka	Naziv	Grupa 3	Udaljenost baze skeniranog abatmenta od baze nominalnog abatmenta [mm]				Uglovi osa cilindra u odnosu na bazu [°]	
			x	y	z	xyz	xyz	
12	Zatvorena 2 (PVS) <i>Identica Blue</i>	A3	0,0007	0,0065	-0,6847	0,6848	0,2998°	0° 17' 59"
		A4	0,0165	0,0401	0,0135	0,0454	0,4355°	0° 26' 7"

Br. uzorka	Naziv	Grupa 1	Min. udaljenost [mm]	Max. udaljenost [mm]	Standardna devijacija [mm]	Srednja vrednost [mm]
13	Zatvorena 3 (PVS) <i>Identica Blue</i>	P1	-0,085	+0,130	+0,031	+0,031
		P2	-0,143	+0,264	+0,043	+0,057
		P3	-0,053	+0,125	+0,032	+0,042
		P4	-0,256	+0,282	+0,086	-0,052

Br. uzorka	Naziv	Grupa 2	Udaljenost baze skeniranog abatmenta od baze nominalnog abatmenta [mm]				Uglovi osa cilindra u odnosu na bazu [°]	
			x	y	z	xyz	xyz	
13	Zatvorena 3 (PVS) <i>Identica Blue</i>	A1	0,0457	-0,0125	0,0218	0,0521	1,7045°	1° 42' 16"
		A2	0,0003	-0,0746	0,0108	0,0753	0,9033°	0° 54' 12"

Br. uzorka	Naziv	Grupa 3	Udaljenost baze skeniranog abatmenta od baze nominalnog abatmenta [mm]				Uglovi osa cilindra u odnosu na bazu [°]	
			x	y	z	xyz	xyz	
13	Zatvorena 3 (PVS) <i>Identica Blue</i>	A3	-0,1467	0,0983	-0,1132	0,2098	0,9690°	0° 58' 8"
		A4	-0,0265	0,0836	0,1004	0,1333	0,4684°	0° 28' 6"

Br. uzorka	Naziv	Grupa 1	Min. udaljenost [mm]	Max. udaljenost [mm]	Standardna devijacija [mm]	Srednja vrednost [mm]
14	Zatvorena 4 (PVS) <i>Identica Blue</i>	P1	-0,098	+0,058	+0,018	+0,010
		P2	-0,338	+0,127	+0,048	+0,002
		P3	-0,110	+0,057	+0,027	+0,005
		P4	-0,107	+0,069	+0,020	+0,006

Br. uzorka	Naziv	Grupa 2	Udaljenost baze skeniranog abatmenta od baze nominalnog abatmenta [mm]				Uglovi osa cilindra u odnosu na bazu [°]	
			x	y	z	xyz	xyz	
14	Zatvorena 4 (PVS) <i>Identica Blue</i>	A1	0,0114	0,0051	-0,0011	0,0125	0,3836°	0° 23' 1"
		A2	-0,0226	-0,0843	0,0450	0,0982	6,8335°	6° 50'

Br. uzorka	Naziv	Grupa 3	Udaljenost baze skeniranog abatmenta od baze nominalnog abatmenta [mm]				Uglovi osa cilindra u odnosu na bazu [°]	
			x	y	z	xyz	xyz	
14	Zatvorena 4 (PVS) <i>Identica Blue</i>	A3	-0,0918	-0,0192	-0,0024	0,0938	1,0862°	1° 5' 10"
		A4	-0,0032	0,0574	0,1824	0,1912	5,5009°	5° 30' 3"

Br. uzorka	Naziv	Grupa 1	Min. udaljenost [mm]	Max. udaljenost [mm]	Standardna devijacija [mm]	Srednja vrednost [mm]
15	Zatvorena 5 (PVS) <i>Identica Blue</i>	P1	-0,352	+0,355	+0,090	-0,007
		P2	-0,128	+0,293	+0,050	+0,023
		P3	-0,415	+0,102	+0,059	+0,013
		P4	-0,550	+0,184	+0,088	-0,017

Br. uzorka	Naziv	Grupa 2	Udaljenost baze skeniranog abatmenta od baze nominalnog abatmenta [mm]				Uglovi osa cilindra u odnosu na bazu [°]	
			x	y	z	xyz	xyz	
15	Zatvorena 5 (PVS) <i>Identica Blue</i>	A1	0,0407	0,0823	-0,1784	0,2007	5,5243°	5° 31' 27"
		A2	-0,0151	-0,0242	0,0070	0,0293	0,5938°	0° 35' 38"

Br. uzorka	Naziv	Grupa 3	Udaljenost baze skeniranog abatmenta od baze nominalnog abatmenta [mm]				Uglovi osa cilindra u odnosu na bazu [°]	
			x	y	z	xyz	xyz	
15	Zatvorena 5 (PVS) <i>Identica Blue</i>	A3	-0,0602	0,0005	0,0469	0,0763	0,7052°	0° 42' 19"
		A4	0,0051	0,0544	0,0097	0,0555	0,0676°	0° 4' 3"

4. ZATVORENA (PE) *Identica Blue*

Br. uzorka	Naziv	Grupa 1	Min. udaljenost [mm]	Max. udaljenost [mm]	Standardna devijacija [mm]	Srednja vrednost [mm]
16	Zatvorena 1 (PE) <i>Identica Blue</i>	P1	-0,621	+0,095	+0,099	+0,001
		P2	-0,221	+0,088	+0,040	+0,014
		P3	-0,066	+0,085	+0,025	+0,030

Br. uzorka	Naziv	Grupa 2	Udaljenost baze skeniranog abatmenta od baze nominalnog abatmenta [mm]				Uglovi osa cilindra u odnosu na bazu [°]	
			x	y	z	xyz	xyz	
16	Zatvorena 1 (PE) <i>Identica Blue</i>	A1	0,0437	-0,0117	0,0553	0,0715	1,8518°	1° 51' 6"
		A2	0,0536	-0,0272	0,1448	0,1568	4,6522°	4° 39' 8"

Br. uzorka	Naziv	Grupa 3	Udaljenost baze skeniranog abatmenta od baze nominalnog abatmenta [mm]				Uglovi osa cilindra u odnosu na bazu [°]	
			x	y	z	xyz	xyz	
16	Zatvorena 1 (PE) <i>Identica Blue</i>	A3	-0,0597	-0,0073	0,0305	0,0647	0,5936°	0° 35' 37"
		A4	0,0140	0,0405	0,0465	0,0633	0,2981°	0° 17' 53"

Br. uzorka	Naziv	Grupa 1	Min. udaljenost [mm]	Max. udaljenost [mm]	Standardna devijacija [mm]	Srednja vrednost [mm]
17	Zatvorena 2 (PE) <i>Identica Blue</i>	P1	-0,118	+0,293	+0,064	+0,096
		P2	-0,993	+0,237	+0,290	+0,252
		P3	-0,347	+0,206	+0,138	+0,038
		P4	-0,312	+0,181	+0,104	+0,046

Br. uzorka	Naziv	Grupa 2	Udaljenost baze skeniranog abatmenta od baze nominalnog abatmenta [mm]				Uglovi osa cilindra u odnosu na bazu [°]	
			x	y	z	xyz	xyz	
17	Zatvorena 2 (PE) <i>Identica Blue</i>	A1	0,0432	0,0202	-0,0837	0,0963	0,226°	0° 13' 33"
		A2	-0,0051	-0,0334	0,1415	0,1455	0,7451°	0° 44' 42"

Br. uzorka	Naziv	Grupa 3	Udaljenost baze skeniranog abatmenta od baze nominalnog abatmenta [mm]				Uglovi osa cilindra u odnosu na bazu [°]	
			x	y	z	xyz	xyz	
17	Zatvorena 2 (PE) <i>Identica Blue</i>	A3	-0,1011	0,0620	-0,2723	0,2970	2,0746°	2° 4' 29"
		A4	0,0075	0,0363	-0,3684	0,3703	1,3983°	1° 23' 54"

Br. uzorka	Naziv	Grupa 1	Min. udaljenost [mm]	Max. udaljenost [mm]	Standardna devijacija [mm]	Srednja vrednost [mm]
18	Zatvorena 3 (PE) <i>Identica Blue</i>	P1	-0,410	+0,435	+0,078	+0,008
		P2	-0,218	+0,258	+0,071	+0,033
		P3	-0,176	+0,149	+0,066	-0,029
		P4	-0,052	+0,0152	+0,021	+0,012

Br. uzorka	Naziv	Grupa 2	Udaljenost baze skeniranog abatmenta od baze nominalnog abatmenta [mm]				Uglovi osa cilindra u odnosu na bazu [°]	
			x	y	z	xyz	xyz	
18	Zatvorena 3 (PE) <i>Identica Blue</i>	A1	-0,003	-0,0155	0,0282	0,0321	2,3113°	2° 18' 41"
		A2	-0,0324	-0,0348	0,0079	0,0482	0,7455°	0° 44' 43"

Br. uzorka	Naziv	Grupa 3	Udaljenost baze skeniranog abatmenta od baze nominalnog abatmenta [mm]				Uglovi osa cilindra u odnosu na bazu [°]	
			x	y	z	xyz	xyz	
18	Zatvorena 3 (PE) <i>Identica Blue</i>	A3	-0,0547	-0,0039	-0,0006	0,0548	0,9963°	0° 59' 47"
		A4	0,0078	0,0134	0,0206	0,0258	0,3203°	0° 19' 13"

Br. uzorka	Naziv	Grupa 1	Min. udaljenost [mm]	Max. udaljenost [mm]	Standardna devijacija [mm]	Srednja vrednost [mm]
19	Zatvorena 4 (PE) <i>Identica Blue</i>	P1	-0,088	+0,115	+0,020	+0,022
		P2	-0,178	+0,120	+0,049	+0,002
		P3	-0,351	+0,362	+0,110	+0,014
		P4	-0,169	+0,138	+0,034	+0,009

Br. uzorka	Naziv	Grupa 2	Udaljenost baze skeniranog abatmenta od baze nominalnog abatmenta [mm]				Uglovi osa cilindra u odnosu na bazu [°]	
			x	y	z	xyz	xyz	
19	Zatvorena 4 (PE) <i>Identica Blue</i>	A1	-0,0148	-0,0570	0,1354	0,1476	3,0403°	3° 2' 25"
		A2	-0,0201	-0,0273	0,0438	0,0554	1,2359°	1° 14' 9"

Br. uzorka	Naziv	Grupa 3	Udaljenost baze skeniranog abatmenta od baze nominalnog abatmenta [mm]				Uglovi osa cilindra u odnosu na bazu [°]	
			x	y	z	xyz	xyz	
19	Zatvorena 4 (PE) <i>Identica Blue</i>	A3	-0,0366	0,0186	0,0149	0,0436	0,6453°	0° 38' 43"
		A4	0,0134	0,0405	0,0656	0,0783	0,7267°	0° 43' 36"

Br. uzorka	Naziv	Grupa 1	Min. udaljenost [mm]	Max. udaljenost [mm]	Standardna devijacija [mm]	Srednja vrednost [mm]
20	Zatvorena 5 (PE) <i>Identica Blue</i>	P1	-0,476	+0,223	+0,064	-0,005
		P2	-0,170	+0,419	+0,063	+0,012
		P3	-0,067	+0,442	+0,062	+0,026
		P4	-0,083	+0,397	+0,045	+0,027

Br. uzorka	Naziv	Grupa 2	Udaljenost baze skeniranog abatmenta od baze nominalnog abatmenta [mm]				Uglovi osa cilindra u odnosu na bazu [°]	
			x	y	z	xyz	xyz	
20	Zatvorena 5 (PE) <i>Identica Blue</i>	A1	0,0323	-0,0356	0,1295	0,1381	2,6283°	2° 37' 42"
		A2	0,0694	-0,0632	0,3120	0,3258	9,8071°	9° 48' 26"

Br. uzorka	Naziv	Grupa 3	Udaljenost baze skeniranog abatmenta od baze nominalnog abatmenta [mm]				Uglovi osa cilindra u odnosu na bazu [°]	
			x	y	z	xyz	xyz	
20	Zatvorena 5 (PE) <i>Identica Blue</i>	A3	-0,0310	0,0270	0,0792	0,0892	0,3333°	0° 20'
		A4	0,0137	0,0444	-0,0172	0,0496	0,5854°	0° 35' 7"

5. SPLINT (PVS) *Identica Blue*

Br. uzorka	Naziv	Grupa 1	Min. udaljenost [mm]	Max. udaljenost [mm]	Standardna devijacija [mm]	Srednja vrednost [mm]
21	Splint 1 (PVS) <i>Identica Blue</i>	P1	-0,366	+0,316	+0,070	+0,010
		P2	-0,379	+0,088	+0,053	-0,002
		P3	-0,062	+0,146	+0,029	+0,019
		P4	-0,347	+0,128	+0,063	-0,020

Br. uzorka	Naziv	Grupa 2	Udaljenost baze skeniranog abatmenta od baze nominalnog abatmenta [mm]				Uglovi osa cilindra u odnosu na bazu [°]	
			x	y	z	xyz	xyz	
21	Splint 1 (PVS) <i>Identica Blue</i>	A1	0,0123	0,0099	-0,0288	0,0328	1,2422°	1° 14' 32"
		A2	-0,0174	-0,0432	0,0099	0,0476	0,4026°	0° 24' 9"

Br. uzorka	Naziv	Grupa 3	Udaljenost baze skeniranog abatmenta od baze nominalnog abatmenta [mm]				Uglovi osa cilindra u odnosu na bazu [°]	
			x	y	z	xyz	xyz	
21	Splint 1 (PVS) <i>Identica Blue</i>	A3	-0,0216	0,0201	0,0218	0,0367	0,7640°	0° 45' 50"
		A4	0,0009	0,0073	0,0099	0,0123	0,5327°	0° 31' 58"

Br. uzorka	Naziv	Grupa 1	Min. udaljenost [mm]	Max. udaljenost [mm]	Standardna devijacija [mm]	Srednja vrednost [mm]
22	Splint 2 (PVS) <i>Identica Blue</i>	P1	-0,519	+0,576	+0,137	0,000
		P2	-0,066	+0,450	+0,062	+0,022
		P3	-0,303	+0,310	+0,083	+0,010
		P4	-0,332	+0,426	+0,065	-0,014

Br. uzorka	Naziv	Grupa 2	Udaljenost baze skeniranog abatmenta od baze nominalnog abatmenta [mm]				Uglovi osa cilindra u odnosu na bazu [°]	
			x	y	z	xyz	xyz	
22	Splint 2 (PVS) <i>Identica Blue</i>	A1	0,0401	0,0024	-0,1364	0,1422	0,9350°	0° 56' 6"
		A2	-0,0220	-0,0547	-0,0246	0,0638	0,4637°	0° 27' 49"

Br. uzorka	Naziv	Grupa 3	Udaljenost baze skeniranog abatmenta od baze nominalnog abatmenta [mm]				Uglovi osa cilindra u odnosu na bazu [°]	
			x	y	z	xyz	xyz	
22	Splint 2 (PVS) <i>Identica Blue</i>	A3	-0,1148	0,0207	0,0090	0,1170	1,0008°	1° 0' 3"
		A4	0,0277	0,0229	-0,0413	0,0547	0,7559°	0° 45' 21"

Br. uzorka	Naziv	Grupa 1	Min. udaljenost [mm]	Max. udaljenost [mm]	Standardna devijacija [mm]	Srednja vrednost [mm]
23	Splint 3 (PVS) <i>Identica Blue</i>	P1	-0,171	+0,377	+0,048	+0,022
		P2	-0,429	+0,058	+0,084	-0,024
		P3	-0,519	+0,495	+0,166	0
		P4	-0,228	+0,095	+0,030	+0,005

Br. uzorka	Naziv	Grupa 2	Udaljenost baze skeniranog abatmenta od baze nominalnog abatmenta [mm]				Uglovi osa cilindra u odnosu na bazu [°]	
			x	y	z	xyz	xyz	
23	Splint 3 (PVS) <i>Identica Blue</i>	A1	0,0280	-0,0042	-0,0464	0,0544	0,6905°	0° 41' 25"
		A2	-0,0308	-0,0660	0,0136	0,0741	0,8072°	0° 48' 26"

Br. uzorka	Naziv	Grupa 3	Udaljenost baze skeniranog abatmenta od baze nominalnog abatmenta [mm]				Uglovi osa cilindra u odnosu na bazu [°]	
			x	y	z	xyz	xyz	
23	Splint 3 (PVS) <i>Identica Blue</i>	A3	-0,0972	0,0190	0,0220	0,1014	1,2461°	1° 14' 46"
		A4	0,0339	0,0307	0,0061	0,0462	0,3550°	0° 21' 18"

Br. uzorka	Naziv	Grupa 1	Min. udaljenost [mm]	Max. udaljenost [mm]	Standardna devijacija [mm]	Srednja vrednost [mm]
24	Splint 4 (PVS) <i>Identica Blue</i>	P1	-0,270	+0,480	+0,061	+0,022
		P2	-0,144	+0,137	+0,022	+0,005
		P3	-0,247	+0,118	+0,054	-0,021
		P4	-0,352	+0,065	+0,058	-0,006

Br. uzorka	Naziv	Grupa 2	Udaljenost baze skeniranog abatmenta od baze nominalnog abatmenta [mm]				Uglovi osa cilindra u odnosu na bazu [°]	
			x	y	z	xyz	xyz	
24	Splint 4 (PVS) <i>Identica Blue</i>	A1	0,0351	0,0334	-0,0906	0,1028	0,1646°	0° 9' 53"
		A2	-0,0310	-0,0399	-0,0152	0,0527	0,2929°	0° 17' 34"

Br. uzorka	Naziv	Grupa 3	Udaljenost baze skeniranog abatmenta od baze nominalnog abatmenta [mm]				Uglovi osa cilindra u odnosu na bazu [°]	
			x	y	z	xyz	xyz	
24	Splint 4 (PVS) <i>Identica Blue</i>	A3	-0,0931	0,0198	0,0005	0,0952	1,2092°	1° 12' 33"
		A4	0,0070	0,0209	-0,0120	0,0251	0,0838°	0° 5' 2"

Br. uzorka	Naziv	Grupa 1	Min. udaljenost [mm]	Max. udaljenost [mm]	Standardna devijacija [mm]	Srednja vrednost [mm]
25	Splint 5 (PVS) <i>Identica Blue</i>	P1	-0,439	+0,394	+0,091	-0,026
		P2	-0,102	+0,491	+0,065	+0,023
		P3	-0,209	+0,388	+0,061	+0,016
		P4	-0,274	+0,078	+0,032	-0,002

Br. uzorka	Naziv	Grupa 2	Udaljenost baze skeniranog abatmenta od baze nominalnog abatmenta [mm]				Uglovi osa cilindra u odnosu na bazu [°]	
			x	y	z	xyz	xyz	
25	Splint 5 (PVS) <i>Identica Blue</i>	A1	0,0176	-0,0042	-0,0767	0,0788	0,2402°	0° 14' 25"
		A2	-0,0388	-0,0422	-0,0164	0,0596	0,5933°	0° 35' 36"

Br. uzorka	Naziv	Grupa 3	Udaljenost baze skeniranog abatmenta od baze nominalnog abatmenta [mm]				Uglovi osa cilindra u odnosu na bazu [°]	
			x	y	z	xyz	xyz	
25	Splint 5 (PVS) <i>Identica Blue</i>	A3	-0,0691	0,0054	0,0025	0,0694	0,8453°	0° 50' 43"
		A4	0,0276	0,0301	-0,0010	0,0409	0,6609°	0° 39' 39"

6. SPLINT (PE) *Identica Blue*

Br. uzorka	Naziv	Grupa 1	Min. udaljenost [mm]	Max. udaljenost [mm]	Standardna devijacija [mm]	Srednja vrednost [mm]
26	Splint 1 (PE) <i>Identica Blue</i>	P1	-0,127	+0,495	+0,045	+0,022
		P2	-0,420	+0,236	+0,045	+0,014
		P3	-0,229	+0,267	+0,052	+0,021
		P4	-0,293	+0,410	+0,065	+0,030

Br. uzorka	Naziv	Grupa 2	Udaljenost baze skeniranog abatmenta od baze nominalnog abatmenta [mm]				Uglovi osa cilindra u odnosu na bazu [°]	
			x	y	z	xyz	xyz	
26	Splint 1 (PE) <i>Identica Blue</i>	A1	0,0243	-0,0398	-0,0155	0,0492	1,2455°	1° 14' 43"
		A2	-0,0289	-0,0787	0,0085	0,0843	0,3929°	1° 23' 34"

Br. uzorka	Naziv	Grupa 3	Udaljenost baze skeniranog abatmenta od baze nominalnog abatmenta [mm]				Uglovi osa cilindra u odnosu na bazu [°]	
			x	y	z	xyz	xyz	
26	Splint 1 (PE) <i>Identica Blue</i>	A3	-0,0705	0,0619	-0,0005	0,0938	0,4988°	0° 29' 56"
		A4	0,0426	0,0503	0,0223	0,0696	0,3188°	0° 19' 8"

Br. uzorka	Naziv	Grupa 1	Min. udaljenost [mm]	Max. udaljenost [mm]	Standardna devijacija [mm]	Srednja vrednost [mm]
27	Splint 2 (PE) <i>Identica Blue</i>	P1	-0,347	+0,260	+0,073	+0,032
		P2	-0,120	+0,803	+0,166	+0,088
		P3	-0,151	+0,314	+0,059	+0,026
		P4	-0,273	+0,918	+0,119	+0,062

Br. uzorka	Naziv	Grupa 2	Udaljenost baze skeniranog abatmenta od baze nominalnog abatmenta [mm]				Uglovi osa cilindra u odnosu na bazu [°]	
			x	y	z	xyz	xyz	
27	Splint 2 (PE) <i>Identica Blue</i>	A1	0,0092	-0,0141	-0,0443	0,0474	1,5682°	1° 34' 5"
		A2	-0,0394	-0,0569	0,1365	0,1530	0,4788°	0° 28' 44"

Br. uzorka	Naziv	Grupa 3	Udaljenost baze skeniranog abatmenta od baze nominalnog abatmenta [mm]				Uglovi osa cilindra u odnosu na bazu [°]	
			x	y	z	xyz	xyz	
27	Splint 2 (PE) <i>Identica Blue</i>	A3	-0,1190	0,0802	-0,0244	0,1455	0,231°	0° 13' 51"
		A4	-0,0343	0,0484	0,0408	0,0720	0,8274°	0° 52' 21"

Br. uzorka	Naziv	Grupa 1	Min. udaljenost [mm]	Max. udaljenost [mm]	Standardna devijacija [mm]	Srednja vrednost [mm]
28	Splint 3 (PE) <i>Identica Blue</i>	P1	-0,404	+0,376	+0,061	+0,012
		P2	-0,347	+0,491	+0,062	+0,028
		P3	-0,090	+0,161	+0,025	+0,014
		P4	-0,170	+0,299	+0,034	0,018

Br. uzorka	Naziv	Grupa 2	Udaljenost baze skeniranog abatmenta od baze nominalnog abatmenta [mm]				Uglovi osa cilindra u odnosu na bazu [°]	
			x	y	z	xyz	xyz	
28	Splint 3 (PE) <i>Identica Blue</i>	A1	0,0257	0,0023	-0,0355	0,0439	1,1762°	1° 10' 34"
		A2	-0,0309	-0,0680	0	0,0747	0,6550°	0° 39' 18"

Br. uzorka	Naziv	Grupa 3	Udaljenost baze skeniranog abatmenta od baze nominalnog abatmenta [mm]				Uglovi osa cilindra u odnosu na bazu [°]	
			x	y	z	xyz	xyz	
28	Splint 3 (PE) <i>Identica Blue</i>	A3	-0,0887	0,0404	0,0187	0,0992	0,6936°	0° 41' 37"
		A4	0,0312	0,0373	0,0139	0,0506	0,3123°	0° 18' 44"

Br. uzorka	Naziv	Grupa 1	Min. udaljenost [mm]	Max. udaljenost [mm]	Standardna devijacija [mm]	Srednja vrednost [mm]
29	Splint 4 (PE) <i>Identica Blue</i>	P1	-0,496	+0,359	+0,126	+0,017
		P2	-0,287	+0,217	+0,076	+0,014
		P3	-0,499	+0,746	+0,274	+0,221
		P4	-0,957	+0,164	+0,233	-0,159

Br. uzorka	Naziv	Grupa 2	Udaljenost baze skeniranog abatmenta od baze nominalnog abatmenta [mm]				Uglovi osa cilindra u odnosu na bazu [°]	
			x	y	z	xyz	xyz	
29	Splint 4 (PE) <i>Identica Blue</i>	A1	0,0817	0,0749	-0,0773	0,1351	0,8045°	0° 48' 16"
		A2	0,0600	0,0084	0,0694	0,0921	0,5648°	0° 33' 53"

Br. uzorka	Naziv	Grupa 3	Udaljenost baze skeniranog abatmenta od baze nominalnog abatmenta [mm]				Uglovi osa cilindra u odnosu na bazu [°]	
			x	y	z	xyz	xyz	
29	Splint 4 (PE) <i>Identica Blue</i>	A3	-0,0911	0,1141	-0,1182	0,1879	1,2842°	1° 17' 3"
		A4	0,0104	0,0803	0,0528	0,0967	0,7911°	0° 47' 28"

Br. uzorka	Naziv	Grupa 1	Min. udaljenost [mm]	Max. udaljenost [mm]	Standardna devijacija [mm]	Srednja vrednost [mm]
30	Splint 5 (PE) <i>Identica Blue</i>	P1	-0,302	+0,481	+0,067	+0,014
		P2	-0,314	+0,497	+0,069	+0,009
		P3	-0,969	+0,275	+0,214	-0,109
		P4	-0,989	+0,514	+0,236	-0,085

Br. uzorka	Naziv	Grupa 2	Udaljenost baze skeniranog abatmenta od baze nominalnog abatmenta [mm]				Uglovi osa cilindra u odnosu na bazu [°]	
			x	y	z	xyz	xyz	
30	Splint 5 (PE) <i>Identica Blue</i>	A1	0,0261	-0,0165	-0,0909	0,0960	0,8634°	0° 51' 48"
		A2	0,0046	-0,0505	0,0342	0,0612	0,4109°	0° 24' 39"

Br. uzorka	Naziv	Grupa 3	Udaljenost baze skeniranog abatmenta od baze nominalnog abatmenta [mm]				Uglovi osa cilindra u odnosu na bazu [°]	
			x	y	z	xyz	xyz	
30	Splint 5 (PE) <i>Identica Blue</i>	A3	-0,1204	0,0737	-0,0434	0,1477	1,0688°	1° 4' 8"
		A4	0,0262	0,0754	0,0154	0,0813	0,3809°	0° 22' 51"

7. OTVORENA (PVS) D900L

Br. uzorka	Naziv	Grupa 1	Min. udaljenost [mm]	Max. udaljenost [mm]	Standardna devijacija [mm]	Srednja vrednost [mm]
31	Otvorena 1 (PVS) D900L	P1	-0,261	+0,546	+0,093	+0,039
		P2	-0,187	+0,521	+0,068	+0,021
		P3	-0,080	+0,412	+0,051	+0,020
		P4	-0,326	+0,267	+0,050	+0,010

Br. uzorka	Naziv	Grupa 2	Udaljenost baze skeniranog abatmenta od baze nominalnog abatmenta [mm]				Uglovi osa cilindra u odnosu na bazu [°]	
			x	y	z	xyz	xyz	
31	Otvorena 1 (PVS) D900L	A1	0,0028	-0,0061	0,0010	0,0067	1,4504°	1° 27' 1"
		A2	-0,0232	-0,0386	-0,0119	0,0466	0,2171°	0° 13' 2"

Br. uzorka	Naziv	Grupa 2	Udaljenost baze skeniranog abatmenta od baze nominalnog abatmenta [mm]				Uglovi osa cilindra u odnosu na bazu [°]	
			x	y	z	xyz	xyz	
31	Otvorena 1 (PVS) D900L	A3	0,0353	0,0280	-0,0155	0,0477	0,9010°	0° 54' 4"
		A4	0,0178	0,0273	-0,0073	0,0334	0,3535°	0° 21' 13"

Br. uzorka	Naziv	Grupa 1	Min. udaljenost [mm]	Max. udaljenost [mm]	Standardna devijacija [mm]	Srednja vrednost [mm]
32	Otvorena 2 (PVS) D900L	P1	-0,250	+0,145	+0,035	+0,013
		P2	-0,082	+0,163	+0,028	+0,009
		P3	-0,109	+0,113	+0,025	+0,009
		P4	-0,052	+0,073	+0,015	+0,008

Br. uzorka	Naziv	Grupa 2	Udaljenost baze skeniranog abatmenta od baze nominalnog abatmenta [mm]				Uglovi osa cilindra u odnosu na bazu [°]	
			x	y	z	xyz	xyz	
32	Otvorena 2 (PVS) D900L	A1	-0,0027	0,0122	-0,0265	0,0293	1,0657°	1° 3' 56"
		A2	-0,0196	-0,0453	-0,0046	0,0495	0,6663°	0° 39' 59"

Br. uzorka	Naziv	Grupa 3	Udaljenost baze skeniranog abatmenta od baze nominalnog abatmenta [mm]				Uglovi osa cilindra u odnosu na bazu [°]	
			x	y	z	xyz	xyz	
32	Otvorena 2 (PVS) D900L	A3	0,0244	0,0110	0,0104	0,0287	0,5599°	0° 33' 36"
		A4	0,0220	0,0438	-0,6507	0,6525	0,2227°	0° 13' 22"

Br. uzorka	Naziv	Grupa 1	Min. udaljenost [mm]	Max. udaljenost [mm]	Standardna devijacija [mm]	Srednja vrednost [mm]
33	Otvorena 3 (PVS) D900L	P1	-0,280	+0,248	+0,037	+0,004
		P2	-0,034	+0,315	+0,058	+0,032
		P3	-0,191	+0,203	+0,041	0,000
		P4	-0,077	+0,078	+0,019	+0,013

Br. uzorka	Naziv	Grupa 2	Udaljenost baze skeniranog abatmenta od baze nominalnog abatmenta [mm]				Uglovi osa cilindra u odnosu na bazu [°]	
			x	y	z	xyz	xyz	
33	Otvorena 3 (PVS) D900L	A1	-0,0268	0,0143	-0,0074	0,0313	1,3214°	1° 19' 17"
		A2	-0,0425	-0,0711	-0,0005	0,0828	0,491°	0° 29' 28"

Br. uzorka	Naziv	Grupa 3	Udaljenost baze skeniranog abatmenta od baze nominalnog abatmenta [mm]				Uglovi osa cilindra u odnosu na bazu [°]	
			x	y	z	xyz	xyz	
33	Otvorena 3 (PVS) D900L	A3	-0,0084	0,0271	-0,0262	0,0386	1,1117°	1° 6' 42"
		A4	-0,0041	0,0343	-0,6938	0,6947	0,2811°	0° 16' 52"

Br. uzorka	Naziv	Grupa 1	Min. udaljenost [mm]	Max. udaljenost [mm]	Standardna devijacija [mm]	Srednja vrednost [mm]
34	Otvorena 4 (PVS) D900L	P1	-0,304	+0,165	+0,059	-0,010
		P2	-0,095	+0,148	+0,029	+0,009
		P3	-0,103	+0,082	+0,029	-0,006
		P4	-0,253	+0,238	+0,038	+0,008

Br. uzorka	Naziv	Grupa 2	Udaljenost baze skeniranog abatmenta od baze nominalnog abatmenta [mm]				Uglovi osa cilindra u odnosu na bazu [°]	
			x	y	z	xyz	xyz	
34	Otvorena 4(PVS) D900L	A1	0,0078	0,0008	-0,0200	0,0215	0,7342°	0° 44' 3"
		A2	0,0099	-0,0511	0,0082	0,0527	1,0106°	1° 0' 38"

Br. uzorka	Naziv	Grupa 3	Udaljenost baze skeniranog abatmenta od baze nominalnog abatmenta [mm]				Uglovi osa cilindra u odnosu na bazu [°]	
			x	y	z	xyz	xyz	
34	Otvorena 4(PVS) D900L	A3	0,0147	0,0187	0,0184	0,0300	0,5713°	0° 34' 17"
		A4	-0,0007	0,0513	0,0144	0,0533	0,4918°	0° 29' 30"

Br. uzorka	Naziv	Grupa 1	Min. udaljenost [mm]	Max. udaljenost [mm]	Standardna devijacija [mm]	Srednja vrednost [mm]
35	Otvorena 5 (PVS) D900L	P1	-0,239	+0,179	+0,031	+0,015
		P2	-0,368	+0,078	+0,060	-0,015
		P3	-0,091	+0,059	+0,017	+0,011
		P4	-0,149	+0,351	+0,038	+0,002

Br. uzorka	Naziv	Grupa 2	Udaljenost baze skeniranog abatmenta od baze nominalnog abatmenta [mm]				Uglovi osa cilindra u odnosu na bazu [°]	
			x	y	z	xyz	xyz	
35	Otvorena 5(PVS) D900L	A1	-0,0017	-0,0047	0,0334	0,0338	1,0027°	1° 0' 10"
		A2	-0,0214	-0,0291	0,0155	0,0393	0,5060°	0° 30' 22"

Br. uzorka	Naziv	Grupa 3	Udaljenost baze skeniranog abatmenta od baze nominalnog abatmenta [mm]				Uglovi osa cilindra u odnosu na bazu [°]	
			x	y	z	xyz	xyz	
35	Otvorena 5 (PVS) D900L	A3	0,0123	0,0024	0,0118	0,0172	0,3143°	0° 18' 51"
		A4	0,0061	0,0398	-0,6103	0,6116	1,0525°	1° 3' 9"

8. OTVORENA (PE) D900L

Br. uzorka	Naziv	Grupa 1	Min. udaljenost [mm]	Max. udaljenost [mm]	Standardna devijacija [mm]	Srednja vrednost [mm]
36	Otvorena 1 (PE) D900L	P1	-0,246	+0,233	+0,048	+0,029
		P2	-0,134	+0,391	+0,060	+0,018
		P3	-0,521	+0,092	+0,1250	-0,024
		P4	-0,149	+0,359	+0,048	+0,009

Br. uzorka	Naziv	Grupa 2	Udaljenost baze skeniranog abatmenta od baze nominalnog abatmenta [mm]				Uglovi osa cilindra u odnosu na bazu [°]	
			x	y	z	xyz	xyz	
36	Otvorena 1 (PE) D900L	A1	0,0504	-0,0307	-0,0346	0,0684	0,6094°	0° 36' 34"
		A2	-0,0593	-0,1595	0,0867	0,1910	0,3559°	0° 21' 21"

Br. uzorka	Naziv	Grupa 3	Udaljenost baze skeniranog abatmenta od baze nominalnog abatmenta [mm]				Uglovi osa cilindra u odnosu na bazu [°]	
			x	y	z	xyz	xyz	
36	Otvorena 1 (PE) D900L	A3	0,0380	0,0038	0,0522	0,0647	0,1546°	0° 9' 17"
		A4	0,0167	0,0315	0,0290	0,0460	0,2953°	0° 17' 43"

Br. uzorka	Naziv	Grupa 1	Min. udaljenost [mm]	Max. udaljenost [mm]	Standardna devijacija [mm]	Srednja vrednost [mm]
37	Otvorena 2 (PE) D900L	P1	-0,267	+0,497	+0,071	+0,018
		P2	-0,061	+0,058	+0,017	+0,006
		P3	-0,141	+0,094	+0,027	+0,009
		P4	-0,092	+0,493	+0,066	+0,024

Br. uzorka	Naziv	Grupa 2	Udaljenost baze skeniranog abatmenta od baze nominalnog abatmenta [mm]				Uglovi osa cilindra u odnosu na bazu [°]	
			x	y	z	xyz	xyz	
37	Otvorena 2 (PE) D900L	A1	0,0253	-0,0220	0,0142	0,0364	1,9531°	1° 57' 11"
		A2	-0,0226	-0,0196	0,0233	0,0379	0,3702°	0° 22' 13"

Br. uzorka	Naziv	Grupa 3	Udaljenost baze skeniranog abatmenta od baze nominalnog abatmenta [mm]				Uglovi osa cilindra u odnosu na bazu [°]	
			x	y	z	xyz	xyz	
37	Otvorena 2 (PE) D900L	A3	0,0067	-0,0067	-0,0092	0,0132	0,6738°	0° 40' 26"
		A4	-0,0005	0,0195	0,0075	0,0209	0,3565°	0° 21' 23"

Br. uzorka	Naziv	Grupa 1	Min. udaljenost [mm]	Max. udaljenost [mm]	Standardna devijacija [mm]	Srednja vrednost [mm]
38	Otvorena 3 (PE) D900L	P1	-0,219	+0,431	+0,075	+0,057
		P2	-1,184	+0,170	+0,318	-0,373
		P3	-0,799	+0,299	+0,265	-0,204
		P4	-0,241	+0,537	+0,114	+0,060

Br. uzorka	Naziv	Grupa 2	Udaljenost baze skeniranog abatmenta od baze nominalnog abatmenta [mm]				Uglovi osa cilindra u odnosu na bazu [°]	
			x	y	z	xyz	xyz	
38	Otvorena 3 (PE) D900L	A1	-0,1630	-0,1174	-0,1823	0,2713	0,4857°	0° 29' 9"
		A2	-0,1150	-0,0311	0,0830	0,1452	1,4782°	1° 28' 42"

Br. uzorka	Naziv	Grupa 3	Udaljenost baze skeniranog abatmenta od baze nominalnog abatmenta [mm]				Uglovi osa cilindra u odnosu na bazu [°]	
			x	y	z	xyz	xyz	
38	Otvorena 3 (PE) D900L	A3	0,1753	-0,0210	0,1512	0,2324	1,7288°	1° 43' 44"
		A4	-0,0100	-0,0102	-0,3964	0,3966	2,535°	2° 32' 6"

Br. uzorka	Naziv	Grupa 1	Min. udaljenost [mm]	Max. udaljenost [mm]	Standardna devijacija [mm]	Srednja vrednost [mm]
39	Otvorena 4 (PE) D900L	P1	-0,636	+0,354	+0,212	-0,136
		P2	-0,299	+0,188	+0,113	-0,005
		P3	-0,173	+0,354	+0,138	+0,128
		P4	-0,487	+0,579	+0,182	+0,066

Br. uzorka	Naziv	Grupa 2	Udaljenost baze skeniranog abatmenta od baze nominalnog abatmenta [mm]				Uglovi osa cilindra u odnosu na bazu [°]	
			x	y	z	xyz	xyz	
39	Otvorena 4 (PE) D900L	A1	-0,2118	-0,0647	0,1091	0,2469	2,0545°	2° 3' 16"
		A2	-0,0175	-0,0443	0,0129	0,0494	2,9206°	2° 55' 14"

Br. uzorka	Naziv	Grupa 3	Udaljenost baze skeniranog abatmenta od baze nominalnog abatmenta [mm]				Uglovi osa cilindra u odnosu na bazu [°]	
			x	y	z	xyz	xyz	
39	Otvorena 4 (PE) D900L	A3	-0,0651	-0,0782	0,0273	0,1053	5,0439°	5° 2' 38"
		A4	0,0284	-0,1493	-0,0099	0,1523	1,7137°	1° 42' 49"

Br. uzorka	Naziv	Grupa 1	Min. udaljenost [mm]	Max. udaljenost [mm]	Standardna devijacija [mm]	Srednja vrednost [mm]
40	Otvorena 5 (PE) D900L	P1	-0,239	+0,389	+0,063	+0,004
		P2	-0,087	+0,584	+0,111	+0,050
		P3	-0,071	+0,352	+0,059	+0,024
		P4	-0,059	+0,806	+0,107	+0,039

Br. uzorka	Naziv	Grupa 2	Udaljenost baze skeniranog abatmenta od baze nominalnog abatmenta [mm]				Uglovi osa cilindra u odnosu na bazu [°]	
			x	y	z	xyz	xyz	
40	Otvorena 5 (PE) D900L	A1	0,0713	-0,0558	0,0062	0,0907	2,2036°	2° 12' 13"
		A2	-1,2316	-0,6376	-1,7574	2,2387	10,0167°	10° 1' 1"

Br. uzorka	Naziv	Grupa 3	Udaljenost baze skeniranog abatmenta od baze nominalnog abatmenta [mm]				Uglovi osa cilindra u odnosu na bazu [°]	
			x	y	z	xyz	xyz	
40	Otvorena 5 (PE) D900L	A3	0,0167	0,0580	0,0124	0,0616	0,2823°	0° 16' 56"
		A4	0,0232	0,0186	-0,0171	0,0343	0,7219°	0° 43' 19"

9. ZATVORENA (PVS) D900L

Br. uzorka	Naziv	Grupa 1	Min. udaljenost [mm]	Max. udaljenost [mm]	Standardna devijacija [mm]	Srednja vrednost [mm]
41	Zatvorena 1 (PVS) D900L	P1	-0,303	+0,269	+0,073	+0,013
		P2	-0,267	+0,283	+0,080	+0,046
		P3	-0,073	+0,196	+0,035	+0,020
		P4	-0,064	+0,216	+0,042	+0,025

Br. uzorka	Naziv	Grupa 2	Udaljenost baze skeniranog abatmenta od baze nominalnog abatmenta [mm]				Uglovi osa cilindra u odnosu na bazu [°]	
			x	y	z	xyz	xyz	
41	Zatvorena 1 (PVS) D900L	A1	-0,0536	-0,0333	0,1234	01386	3,9797°	3° 58' 47"
		A2	0,0151	-0,0976	-0,0011	0,0987	0,2321°	0° 13' 56"

Br. uzorka	Naziv	Grupa 3	Udaljenost baze skeniranog abatmenta od baze nominalnog abatmenta [mm]				Uglovi osa cilindra u odnosu na bazu [°]	
			x	y	z	xyz	xyz	
41	Zatvorena 1 (PVS) D900L	A3	0,1252	0,0308	-0,0172	0,1301	0,8477°	0° 50' 52"
		A4	0,0327	0,0443	-0,0391	0,0675	0,2931°	0° 17' 35"

Br. uzorka	Naziv	Grupa 1	Min. udaljenost [mm]	Max. udaljenost [mm]	Standardna devijacija [mm]	Srednja vrednost [mm]
42	Zatvorena 2 (PVS) D900L	P1	-0,241	+0,389	+0,119	+0,063
		P2	-0,261	+0,370	+0,107	+0,031
		P3	-0,087	+0,258	+0,061	+0,041
		P4	-0,300	+0,426	+0,103	+0,061

Br. uzorka	Naziv	Grupa 2	Udaljenost baze skeniranog abatmenta od baze nominalnog abatmenta [mm]				Uglovi osa cilindra u odnosu na bazu [°]	
			x	y	z	xyz	xyz	
42	Zatvorena 2 (PVS) D900L	A1	-0,0006	-0,0111	0,0040	0,0118	0,576°	0° 34' 34"
		A2	-0,0006	-0,0438	-0,0240	0,0499	0,4889°	0° 29' 20"

Br. uzorka	Naziv	Grupa 3	Udaljenost baze skeniranog abatmenta od baze nominalnog abatmenta [mm]				Uglovi osa cilindra u odnosu na bazu [°]	
			x	y	z	xyz	xyz	
42	Zatvorena 2 (PVS) D900L	A3	0,0822	-0,0083	-0,7153	0,7201	0,4902°	0° 29' 25"
		A4	0,0017	0,0251	0,0065	0,0260	0,4649°	0° 27' 54"

Br. uzorka	Naziv	Grupa 1	Min. udaljenost [mm]	Max. udaljenost [mm]	Standardna devijacija [mm]	Srednja vrednost [mm]
43	Zatvorena 3 (PVS) D900L	P1	-0,297	+0,093	+0,038	+0,026
		P2	-0,079	+0,319	+0,045	+0,061
		P3	-0,088	+0,117	+0,037	+0,043
		P4	-0,218	+0,295	+0,081	+0,050

Br. uzorka	Naziv	Grupa 2	Udaljenost baze skeniranog abatmenta od baze nominalnog abatmenta [mm]				Uglovi osa cilindra u odnosu na bazu [°]	
			x	y	z	xyz	xyz	
43	Zatvorena 3 (PVS) D900L	A1	0,0302	0,0160	0,0229	0,0412	1,7497°	1° 44' 59"
		A2	0,0011	-0,0645	0,0120	0,0657	0,9197°	0° 55' 11"

Br. uzorka	Naziv	Grupa 3	Udaljenost baze skeniranog abatmenta od baze nominalnog abatmenta [mm]				Uglovi osa cilindra u odnosu na bazu [°]	
			x	y	z	xyz	xyz	
43	Zatvorena 3 (PVS) D900L	A3	-0,0505	0,1197	-0,1202	0,1770	0,9158°	0° 54' 57"
		A4	-0,0425	0,0769	0,1218	0,1502	0,4688°	0° 28' 8"

Br. uzorka	Naziv	Grupa 1	Min. udaljenost [mm]	Max. udaljenost [mm]	Standardna devijacija [mm]	Srednja vrednost [mm]
44	Zatvorena 4 (PVS) D900L	P1	-0,232	+0,047	+0,029	+0,006
		P2	-0,326	+0,150	+0,048	+0,003
		P3	-0,099	+0,062	+0,027	+0,006
		P4	-0,047	+0,068	+0,015	+0,009

Br. uzorka	Naziv	Grupa 2	Udaljenost baze skeniranog abatmenta od baze nominalnog abatmenta [mm]				Uglovi osa cilindra u odnosu na bazu [°]	
			x	y	z	xyz	xyz	
44	Zatvorena 4 (PVS) D900L	A1	-0,0020	0,0020	-0,0049	0,0057	0,3435°	0° 20' 37"
		A2	-0,0283	-0,0831	0,0449	0,0986	6,921°	6° 55' 16"

Br. uzorka	Naziv	Grupa 3	Udaljenost baze skeniranog abatmenta od baze nominalnog abatmenta [mm]				Uglovi osa cilindra u odnosu na bazu [°]	
			x	y	z	xyz	xyz	
44	Zatvorena 4 (PVS) D900L	A3	-0,0175	0,0110	-0,0155	0,0258	0,5003°	0° 30' 1"
		A4	-0,0283	0,0712	0,1769	0,1928	5,585°	5° 35' 6"

Br. uzorka	Naziv	Grupa 1	Min. udaljenost [mm]	Max. udaljenost [mm]	Standardna devijacija [mm]	Srednja vrednost [mm]
45	Zatvorena 5 (PVS) D900L	P1	-0,325	+0,298	+0,088	-0,006
		P2	-0,168	+0,268	+0,05	+0,016
		P3	-0,419	+0,119	+0,064	+0,006
		P4	-0,486	+0,178	+0,083	-0,015

Br. uzorka	Naziv	Grupa 2	Udaljenost baze skeniranog abatmenta od baze nominalnog abatmenta [mm]				Uglovi osa cilindra u odnosu na bazu [°]	
			x	y	z	xyz	xyz	
45	Zatvorena 5 (PVS) D900L	A1	-0,0246	0,0780	-0,1868	0,2040	5,414°	5° 24' 50"
		A2	-0,0106	-0,0288	0,0053	0,0312	0,69°	0° 41' 24"

Br. uzorka	Naziv	Grupa 3	Udaljenost baze skeniranog abatmenta od baze nominalnog abatmenta [mm]				Uglovi osa cilindra u odnosu na bazu [°]	
			x	y	z	xyz	xyz	
45	Zatvorena 5 (PVS) D900L	A3	0,0220	0,0151	0,0370	0,0457	0,3698°	0° 22' 11"
		A4	-0,0055	0,0513	0,0207	0,0556	0,024°	0° 1' 26"

10. ZATVORENA (PE) D900L

Br. uzorka	Naziv	Grupa 1	Min. udaljenost [mm]	Max. udaljenost [mm]	Standardna devijacija [mm]	Srednja vrednost [mm]
46	Zatvorena 1 (PE) D900L	P1	-0,595	+0,101	+0,091	-0,001
		P2	-0,160	+0,095	+0,043	+0,015
		P3	-0,072	+0,095	+0,028	+0,026
		P4	-0,236	+0,128	+0,045	+0,015

Br. uzorka	Naziv	Grupa 2	Udaljenost baze skeniranog abatmenta od baze nominalnog abatmenta [mm]				Uglovi osa cilindra u odnosu na bazu [°]	
			x	y	z	xyz	xyz	
46	Zatvorena 1 (PE) D900L	A1	0,0331	0,0143	0,0459	0,0613	1,8991°	1° 53' 57"
		A2	0,0505	-0,0293	0,1470	0,1581	4,6564°	4° 39' 23"

Br. uzorka	Naziv	Grupa 3	Udaljenost baze skeniranog abatmenta od baze nominalnog abatmenta [mm]				Uglovi osa cilindra u odnosu na bazu [°]	
			x	y	z	xyz	xyz	
46	Zatvorena 1 (PE) D900L	A3	0,0184	0,0046	0,0222	0,0292	0,1973°	0° 11' 50"
		A4	0,0108	0,0356	0,0548	0,0663	0,2336°	0° 14' 1"

Br. uzorka	Naziv	Grupa 1	Min. udaljenost [mm]	Max. udaljenost [mm]	Standardna devijacija [mm]	Srednja vrednost [mm]
47	Zatvorena 2 (PE) D900L	P1	-0,281	+0,267	+0,079	+0,080
		P2	-0,993	+0,380	+0,293	-0,247
		P3	-0,360	+0,175	+0,130	-0,060
		P4	-0,326	+0,144	+0,115	-0,063

Br. uzorka	Naziv	Grupa 2	Udaljenost baze skeniranog abatmenta od baze nominalnog abatmenta [mm]				Uglovi osa cilindra u odnosu na bazu [°]	
			x	y	z	xyz	xyz	
47	Zatvorena 2 (PE) D900L	A1	0,0373	0,0429	-0,0222	0,0610	0,2918°	0° 17' 30"
		A2	0,0160	-0,0397	0,1575	0,1632	0,6679°	0° 40' 4"

Br. uzorka	Naziv	Grupa 3	Udaljenost baze skeniranog abatmenta od baze nominalnog abatmenta [mm]				Uglovi osa cilindra u odnosu na bazu [°]	
			x	y	z	xyz	xyz	
47	Zatvorena 2 (PE) D900L	A3	-0,0155	0,0714	-0,2999	0,3087	1,49°	1° 29' 24"
		A4	-0,0118	0,0187	-0,3349	0,3356	1,3726°	1° 22' 21"

Br. uzorka	Naziv	Grupa 1	Min. udaljenost [mm]	Max. udaljenost [mm]	Standardna devijacija [mm]	Srednja vrednost [mm]
48	Zatvorena 3 (PE) D900L	P1	-0,307	+0,456	+0,076	+0,007
		P2	-0,213	+0,273	+0,075	-0,026
		P3	-0,186	+0,145	+0,067	-0,028
		P4	-0,051	+0,096	+0,020	+0,014

Br. uzorka	Naziv	Grupa 2	Udaljenost baze skeniranog abatmenta od baze nominalnog abatmenta [mm]				Uglovi osa cilindra u odnosu na bazu [°]	
			x	y	z	xyz	xyz	
48	Zatvorena 3 (PE) D900L	A1	0,0142	-0,0162	0,0422	0,0473	2,3696°	2° 22' 11"
		A2	-0,0265	-0,0372	0,0128	0,0475	0,692°	0° 41' 31"

Br. uzorka	Naziv	Grupa 3	Udaljenost baze skeniranog abatmenta od baze nominalnog abatmenta [mm]				Uglovi osa cilindra u odnosu na bazu [°]	
			x	y	z	xyz	xyz	
48	Zatvorena 3 (PE) D900L	A3	0,0265	-0,0025	-0,0161	0,0311	0,4148°	0° 24' 53"
		A4	-0,0012	0,0089	0,0165	0,0188	0,3217°	0° 19' 18"

Br. uzorka	Naziv	Grupa 1	Min. udaljenost [mm]	Max. udaljenost [mm]	Standardna devijacija [mm]	Srednja vrednost [mm]
49	Zatvorena 4 (PE) D900L	P1	-0,236	+0,076	+0,033	+0,016
		P2	-0,146	+0,128	+0,044	+0,009
		P3	-0,2	+0,355	+0,089	+0,032
		P4	-0,094	+0,115	+0,032	+0,012

Br. uzorka	Naziv	Grupa 2	Udaljenost baze skeniranog abatmenta od baze nominalnog abatmenta [mm]				Uglovi osa cilindra u odnosu na bazu [°]	
			x	y	z	xyz	xyz	
49	Zatvorena 4 (PE) D900L	A1	0,0458	-0,0435	0,1222	0,1376	3,2061°	3° 12' 22"
		A2	-0,02	-0,0433	0,0435	0,0645	1,2132°	1° 12' 48"

Br. uzorka	Naziv	Grupa 3	Udaljenost baze skeniranog abatmenta od baze nominalnog abatmenta [mm]				Uglovi osa cilindra u odnosu na bazu [°]	
			x	y	z	xyz	xyz	
49	Zatvorena 4 (PE) D900L	A3	0,0428	0,0175	-0,0017	0,0462	0,7666°	0° 46'
		A4	0,0013	0,0406	0,0605	0,0729	0,6804°	0° 40' 49"

Br. uzorka	Naziv	Grupa 1	Min. udaljenost [mm]	Max. udaljenost [mm]	Standardna devijacija [mm]	Srednja vrednost [mm]
50	Zatvorena 5 (PE) D900L	P1	-0,358	+0,134	+0,062	-0,01
		P2	-0,096	+0,451	+0,073	+0,013
		P3	-0,077	+0,513	+0,077	+0,028
		P4	-0,055	+0,373	+0,048	+0,035

Br. uzorka	Naziv	Grupa 2	Udaljenost baze skeniranog abatmenta od baze nominalnog abatmenta [mm]				Uglovi osa cilindra u odnosu na bazu [°]	
			x	y	z	xyz	xyz	
50	Zatvorena 5 (PE) D900L	A1	0,0505	0,0258	0,1484	0,1589	2,4959°	2° 29' 45"
		A2	0,0846	-0,0311	0,3005	0,3138	10,0169°	10° 1' 1"

Br. uzorka	Naziv	Grupa 3	Udaljenost baze skeniranog abatmenta od baze nominalnog abatmenta [mm]				Uglovi osa cilindra u odnosu na bazu [°]	
			x	y	z	xyz	xyz	
50	Zatvorena 5 (PE) D900L	A3	0,0548	0,0269	0,0892	0,1081	0,3231°	0° 19' 23"
		A4	-0,0124	0,0460	0,0329	0,0579	0,6447°	0° 38' 41"

11. SPLINT (PVS) D900L

Br. uzorka	Naziv	Grupa 1	Min. udaljenost [mm]	Max. udaljenost [mm]	Standardna devijacija [mm]	Srednja vrednost [mm]
51	Splint 1 (PVS) D900L	P1	-0,380	+0,314	+0,075	+0,007
		P2	-0,391	+0,106	+0,060	-0,001
		P3	-0,074	+0,125	+0,029	+0,018
		P4	-0,328	+0,106	+0,058	-0,019

Br. uzorka	Naziv	Grupa 2	Udaljenost baze skeniranog abatmenta od baze nominalnog abatmenta [mm]				Uglovi osa cilindra u odnosu na bazu [°]	
			x	y	z	xyz	xyz	
51	Splint 1 (PVS) D900L	A1	0,0082	0,0095	-0,0405	0,0424	1,2482°	1° 14' 54"
		A2	-0,0091	-0,0373	0,0114	0,0401	0,4726°	0° 28' 21"

Br. uzorka	Naziv	Grupa 3	Udaljenost baze skeniranog abatmenta od baze nominalnog abatmenta [mm]				Uglovi osa cilindra u odnosu na bazu [°]	
			x	y	z	xyz	xyz	
51	Splint 1 (PVS) D900L	A3	0,0720	0,0208	0,0163	0,0767	0,5831°	0° 34' 59"
		A4	-0,0029	0,0127	0,0153	0,0201	0,5725°	0° 34' 21"

Br. uzorka	Naziv	Grupa 1	Min. udaljenost [mm]	Max. udaljenost [mm]	Standardna devijacija [mm]	Srednja vrednost [mm]
52	Splint 2 (PVS) D900L	P1	-0,536	+0,593	+0,145	-0,004
		P2	-0,081	+0,475	+0,069	+0,024
		P3	-0,271	+0,287	+0,081	+0,007
		P4	-0,300	+0,409	+0,064	-0,014

Br. uzorka	Naziv	Grupa 2	Udaljenost baze skeniranog abatmenta od baze nominalnog abatmenta [mm]				Uglovi osa cilindra u odnosu na bazu [°]	
			x	y	z	xyz	xyz	
52	Splint 2 (PVS) D900L	A1	0,0252	0,0060	-0,0947	0,0982	0,8625°	0° 51' 45"
		A2	-0,0101	-0,0222	0,0039	0,0247	0,4054°	0° 24' 19"

Br. uzorka	Naziv	Grupa 3	Udaljenost baze skeniranog abatmenta od baze nominalnog abatmenta [mm]				Uglovi osa cilindra u odnosu na bazu [°]	
			x	y	z	xyz	xyz	
52	Splint 2 (PVS) <i>D900L</i>	A3	0,0009	0,0355	0,0121	0,0375	0,5107°	0° 30' 38"
		A4	0,0341	0,0379	-0,0203	0,0549	0,7768°	0° 46' 36"

Br. uzorka	Naziv	Grupa 1	Min. udaljenost [mm]	Max. udaljenost [mm]	Standardna devijacija [mm]	Srednja vrednost [mm]
53	Splint 3 (PVS) <i>D900L</i>	P1	-0,247	+0,349	+0,054	+0,009
		P2	-0,415	+0,069	+0,079	-0,014
		P3	-0,467	+0,473	+0,166	-0,001
		P4	-0,083	+0,084	+0,026	+0,006

Br. uzorka	Naziv	Grupa 2	Udaljenost baze skeniranog abatmenta od baze nominalnog abatmenta [mm]				Uglovi osa cilindra u odnosu na bazu [°]	
			x	y	z	xyz	xyz	
53	Splint 3 (PVS) <i>D900L</i>	A1	0,0238	0,0079	-0,0375	0,0451	0,6319°	0° 37' 54"
		A2	-0,0277	-0,0489	0,0126	0,0576	0,9603°	0° 57' 37"

Br. uzorka	Naziv	Grupa 3	Udaljenost baze skeniranog abatmenta od baze nominalnog abatmenta [mm]				Uglovi osa cilindra u odnosu na bazu [°]	
			x	y	z	xyz	xyz	
53	Splint 3 (PVS) <i>D900L</i>	A3	-0,0043	0,0399	0,0224	0,0459	0,8041°	0° 48' 15"
		A4	0,0281	0,0386	0,0172	0,0508	0,2835°	0° 17' 1"

Br. uzorka	Naziv	Grupa 1	Min. udaljenost [mm]	Max. udaljenost [mm]	Standardna devijacija [mm]	Srednja vrednost [mm]
54	Splint 4 (PVS) <i>D900L</i>	P1	-0,298	+0,460	+0,060	+0,021
		P2	-0,092	+0,115	+0,021	+0,008
		P3	-0,243	+0,087	+0,054	-0,017
		P4	-0,326	+0,061	+0,055	-0,009

Br. uzorka	Naziv	Grupa 2	Udaljenost baze skeniranog abatmenta od baze nominalnog abatmenta [mm]				Uglovi osa cilindra u odnosu na bazu [°]	
			x	y	z	xyz	xyz	
54	Splint 4 (PVS) <i>D900L</i>	A1	0,0067	0,0328	-0,0931	0,0990	0,3225°	0° 19' 21"
		A2	-0,0306	-0,0299	-0,0125	0,0446	0,4561°	0° 27' 22"

Br. uzorka	Naziv	Grupa 3	Udaljenost baze skeniranog abatmenta od baze nominalnog abatmenta [mm]				Uglovi osa cilindra u odnosu na bazu [°]	
			x	y	z	xyz	xyz	
54	Splint 4 (PVS) <i>D900L</i>	A3	-0,0042	0,0411	-0,0114	0,0428	0,7191°	0° 43' 9"
		A4	0	0,0263	-0,0093	0,0279	0,0313°	0° 1' 53"

Br. uzorka	Naziv	Grupa 1	Min. udaljenost [mm]	Max. udaljenost [mm]	Standardna devijacija [mm]	Srednja vrednost [mm]
55	Splint 5 (PVS) <i>D900L</i>	P1	-0,441	+0,091	+0,092	-0,038
		P2	-0,080	+0,4453	+0,055	+0,023
		P3	-0,170	+0,360	+0,059	+0,013
		P4	-0,130	+0,061	+0,023	+0,001

Br. uzorka	Naziv	Grupa 2	Udaljenost baze skeniranog abatmenta od baze nominalnog abatmenta [mm]				Uglovi osa cilindra u odnosu na bazu [°]	
			x	y	z	xyz	xyz	
55	Splint 5 (PVS) <i>D900L</i>	A1	0,0298	0,0016	-0,0836	0,0888	0,223°	0° 13' 23"
		A2	-0,0316	-0,0295	-0,0137	0,0453	0,7132°	0° 42' 48"

Br. uzorka	Naziv	Grupa 3	Udaljenost baze skeniranog abatmenta od baze nominalnog abatmenta [mm]				Uglovi osa cilindra u odnosu na bazu [°]	
			x	y	z	xyz	xyz	
55	Splint 5 (PVS) <i>D900L</i>	A3	0,0138	0,0131	-0,0076	0,0205	0,41°	0° 24' 36"
		A4	0,0117	0,0382	-0,002	0,04	0,731°	0° 43' 52"

12. SPLINT (PE) D900L

Br. uzorka	Naziv	Grupa 1	Min. udaljenost [mm]	Max. udaljenost [mm]	Standardna devijacija [mm]	Srednja vrednost [mm]
56	Splint 1 (PE) D900L	P1	-0,247	+0,527	+0,056	+0,020
		P2	-0,364	+0,173	+0,046	+0,013
		P3	-0,067	+0,208	+0,031	+0,024
		P4	-0,124	+0,420	+0,066	+0,031

Br. uzorka	Naziv	Grupa 2	Udaljenost baze skeniranog abatmenta od baze nominalnog abatmenta [mm]				Uglovi osa cilindra u odnosu na bazu [°]	
			x	y	z	xyz	xyz	
56	Splint 1 (PE) D900L	A1	0,0450	-0,0125	-0,0091	0,0476	1,2384°	1° 14' 18"
		A2	-0,0377	-0,0759	0,0155	0,0862	0,4169°	0° 25' 1"

Br. uzorka	Naziv	Grupa 3	Udaljenost baze skeniranog abatmenta od baze nominalnog abatmenta [mm]				Uglovi osa cilindra u odnosu na bazu [°]	
			x	y	z	xyz	xyz	
56	Splint 1 (PE) D900L	A3	0,0276	0,0692	-0,0151	0,0760	0,1045°	0° 6' 16"
		A4	0,0205	0,0447	0,0123	0,0506	0,328°	0° 19' 41"

Br. uzorka	Naziv	Grupa 1	Min. udaljenost [mm]	Max. udaljenost [mm]	Standardna devijacija [mm]	Srednja vrednost [mm]
57	Splint 2 (PE) D900L	P1	-0,283	+0,283	+0,079	+0,036
		P2	-0,102	+0,800	+0,185	+0,120
		P3	-0,102	+0,333	+0,060	+0,030
		P4	-0,167	+0,611	+0,067	+0,055

Br. uzorka	Naziv	Grupa 2	Udaljenost baze skeniranog abatmenta od baze nominalnog abatmenta [mm]				Uglovi osa cilindra u odnosu na bazu [°]	
			x	y	z	xyz	xyz	
57	Splint 2 (PE) D900L	A1	0,0183	-0,0184	-0,0377	0,0458	1,5168°	1° 31' 1"
		A2	-0,0450	-0,0672	0,1410	0,1626	0,643°	0° 38' 35"

Br. uzorka	Naziv	Grupa 3	Udaljenost baze skeniranog abatmenta od baze nominalnog abatmenta [mm]				Uglovi osa cilindra u odnosu na bazu [°]	
			x	y	z	xyz	xyz	
57	Splint 2 (PE) <i>D900L</i>	A3	-0,0171	0,0953	-0,0359	0,1033	0,747°	0° 44' 49"
		A4	-0,0475	0,0506	0,0372	0,0788	0,7209°	0° 43' 15"

Br. uzorka	Naziv	Grupa 1	Min. udaljenost [mm]	Max. udaljenost [mm]	Standardna devijacija [mm]	Srednja vrednost [mm]
58	Splint 3 (PE) <i>D900L</i>	P1	-0,327	+0,275	+0,054	+0,011
		P2	-0,038	+0,507	+0,064	+0,028
		P3	-0,056	+0,091	+0,025	+0,012
		P4	-0,061	+0,257	+0,029	+0,021

Br. uzorka	Naziv	Grupa 2	Udaljenost baze skeniranog abatmenta od baze nominalnog abatmenta [mm]				Uglovi osa cilindra u odnosu na bazu [°]	
			x	y	z	xyz	xyz	
58	Splint 3 (PE) <i>D900L</i>	A1	0,0094	0,0017	-0,0257	0,0275	1,1959°	1° 11' 45"
		A2	-0,0369	-0,0629	0,0004	0,0729	0,7212°	0° 43' 16"

Br. uzorka	Naziv	Grupa 3	Udaljenost baze skeniranog abatmenta od baze nominalnog abatmenta [mm]				Uglovi osa cilindra u odnosu na bazu [°]	
			x	y	z	xyz	xyz	
58	Splint 3 (PE) <i>D900L</i>	A3	-0,0173	0,0537	0,0122	0,0577	0,7202°	0° 43' 13"
		A4	0,0164	0,0265	0,0203	0,0372	0,323°	0° 19' 23"

Br. uzorka	Naziv	Grupa 1	Min. udaljenost [mm]	Max. udaljenost [mm]	Standardna devijacija [mm]	Srednja vrednost [mm]
59	Splint 4 (PE) <i>D900L</i>	P1	-0,714	+0,595	+0,0160	+0,019
		P2	-0,253	+0,265	+0,073	+0,022
		P3	-0,506	+0,724	+0,284	+0,233
		P4	-0,923	+0,098	+0,227	+0,160

Br. uzorka	Naziv	Grupa 2	Udaljenost baze skeniranog abatmenta od baze nominalnog abatmenta [mm]				Uglovi osa cilindra u odnosu na bazu [°]	
			x	y	z	xyz	xyz	
59	Splint 4 (PE) <i>D900L</i>	A1	-0,0072	0,1062	-0,0561	0,1203	0,7034°	0° 42' 12"
		A2	0,0522	0,0115	0,0951	0,1091	0,6348°	0° 38' 5"

Br. uzorka	Naziv	Grupa 3	Udaljenost baze skeniranog abatmenta od baze nominalnog abatmenta [mm]				Uglovi osa cilindra u odnosu na bazu [°]	
			x	y	z	xyz	xyz	
59	Splint 4 (PE) <i>D900L</i>	A3	0,0140	0,1076	-0,1344	0,1727	0,7753°	0° 46' 31"
		A4	0,0078	0,0583	0,0423	0,0724	0,7484°	0° 44' 54"

Br. uzorka	Naziv	Grupa 1	Min. udaljenost [mm]	Max. udaljenost [mm]	Standardna devijacija [mm]	Srednja vrednost [mm]
60	Splint 5 (PE) <i>D900L</i>	P1	-0,231	+0,470	+0,073	+0,013
		P2	-0,364	+0,498	+0,071	+0,005
		P3	-0,971	+0,263	+0,208	-0,108
		P4	-0,933	+0,389	+0,205	-0,062

Br. uzorka	Naziv	Grupa 2	Udaljenost baze skeniranog abatmenta od baze nominalnog abatmenta [mm]				Uglovi osa cilindra u odnosu na bazu [°]	
			x	y	z	xyz	xyz	
60	Splint 5 (PE) <i>D900L</i>	A1	0,0127	0,0067	-0,0796	0,0809	0,7231°	0° 43' 23"
		A2	0,0023	-0,0457	0,0291	0,0542	0,385°	0° 23' 6"

Br. uzorka	Naziv	Grupa 3	Udaljenost baze skeniranog abatmenta od baze nominalnog abatmenta [mm]				Uglovi osa cilindra u odnosu na bazu [°]	
			x	y	z	xyz	xyz	
60	Splint 5 (PE) <i>D900L</i>	A3	-0,0282	0,0660	-0,0634	0,0958	0,6826°	0° 40' 57"
		A4	0,0116	0,0570	0,0119	0,0549	0,4552°	0° 27' 18"