

UNIVERZITET U NOVOM SADU

MEDICINSKI FAKULTET



MERENJE PARAMETARA PROPRIOCEPTIVNOG
OSEĆAJA NAKON DISLOKACIJE PATELE KOD
ADOLESCENTKINJA

- Doktorska disertacija -

Mentori: Prof. dr Dušan Marić
Prof. dr Dušica Marić

Kandidat: Ass. dr Vukadin Milankov

Novi Sad, 2018. godina

Uvod.....	1
Anatomske karakteristike patelofemoralnog zgloba	2
Histologija patelofemoralnog zgloba.....	3
Anatomija patelofemoralnog zgloba	5
Biomehanika patelofemoralnog zgloba.....	12
Inervacija kolena.....	17
Uloga propriocepcije u motornoj kontroli.....	35
Merenje propriocepcije i klinički značaj	36
Cilj istraživanja	40
Hipoteza	41
Materijal i metode	42
Klinička merenja	42
Merenje JPS.....	43
Upitnici	45
Način izbora, veličina i konstrukcija uzorka	45
Rezultati	47
Parametarska i neparametarska analiza raspodela uglova i odstupanja od zadate vrednosti uglova u grupi sportistkinja, kontrolnih ispitanica I pacijentkinja	47
Parametarska i neparametarska analiza raspodela uglova i odstupanja od zadate vrednosti uglova u grupi kontrolnih ispitanica.....	47
Parametarska i neparametarska analiza raspodela uglova i odstupanja od zadate vrednosti uglova u grupi sportistkinja.....	50
Parametarska i neparametarska analiza raspodela uglova i odstupanja od zadate vrednosti uglova u grupi pacijentkinja	54
Korelaciona analiza.....	57
Testiranje nezavisnih uzoraka svih postignutih vrednosti traženih uglova između grupa ispitanica	64
Uticaj proteklog vremena od povrede na propriocepciju	68
Diskusija	78
Zaključci.....	95
Literatura	96

UNIVERZITET U NOVOM SADU**NAZIV FAKULTETA 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	Vukadin Milankov
Mentor (titula, ime, prezime, zvanje): MN	Prof. dr Dušan Marić Prof. dr Dušica Marić
Naslov rada: NR	Merenje parametara proprioceptivnog osećaja nakon dislokacije patele kod adolescentkinja
Jezik publikacije: JP	Srpski/latinica
Jezik izvoda: JI	srp. / eng.
Zemlja publikovanja: ZP	Srbija
Uže geografsko područje: UGP	Vojvodina
Godina: GO	2018
Izdavač: IZ	autorski reprint

Mesto i adresa: MA	Medicinski fakultet Hajduk Veljkova 3 Novi Sad, Srbija
-----------------------	--

Fizički opis rada: FO	(poglavlja 8/ stranica 116/ slika 18/ grafikona 19/ tabela 18/ referenci 174)
Naučna oblast: NO	Medicina
Naučna disciplina: ND	Hirurgija
Predmetna odrednica, ključne reči: PO	iščašenje čašice; propriocepcija; koleno; zglob kolena; senzorna povratna informacija; patelofemoralni zglob; nestabilnost zgloba; adolescenti informacija; patelofemoralni zglob; nestabilnost zgloba; adolescenti
UDK	616.718.4-001.6:572.087 616.728.3-001 612.766
Čuva se: ČU	Biblioteka Medicinskog fakulteta Hajduk Veljkova 3, 21000 Novi Sad
Važna napomena: VN	

<p>Izvod: IZ</p>	<p>Iščašenje, luksacija ili dislokacija čašice (patele), predstavlja povredu kolena prilikom koje dolazi do pomeranja patele iz patelofemoralnog dela zgloba kolena. Pri ovoj povredi dolazi do oštećenja medijalnih mekotkivnih struktura kolena koje su zadužene za pravilno pomeranje čašice unutar patelofemoralnog zgloba. Nakon prve povrede kod velikog borja pacijenata razvije se hronična nestabilnost patelofemoralnog zgloba sa posledičnim recidivantnim luksacijama patele. Mehanizam nastanka hronične nestabilnosti nije u potpunosti razjašnjen i smatra se multifaktorijskim, a za jedan od faktora smatra se narušavanje neurološke regulacije pokreta kolena. Propriocepcija je složen neurološki mehanizam koji nam omogućava mentalno mapiranje delova tela, sprečavajući prekomerne i nepravilne pokrete koji mogu dovesti do povređivanja. Za njegovu procenu u zglobu kolena najčešće se procenjuje osećaj pozicije zgloba (JPS – eng. „Joint Position Sense“) kao jedne od komponenti propriocepcije. Nerazjašnjeno je koji je najbolji način za njegovu procenu u pogledu izbora različitih uglova fleksije kolena i pozicija ispitanika, ali i kakav je uticaj povreda struktura kolena na njega.</p> <p>U istraživanju su učestvovalе isključivo osobe ženskog pola (15-17 godina), svrstane u tri kategorije od po 30 ispitanika. Prvu, kontrolnu grupu, činile su zdrave ne sportistkinje; drugu, grupu sportistkinja, činile su ispitanice koje su se takmičarski bavile košarkom; treću, grupu pacijentkinja, činile su osobe sa luksacijom čašice kolena. Za merenje JPS korišten je VICON optički sistem (©Vicon Motion Systems Ltd. UK registered no. 1801446) za analizu pokreta. Za svaku grupu meren je JPS metodom pasivnog pozicioniranja-aktivne reprodukcije sa kolenom u različitim nivoima fleksije (30°, 45° i 60°), u uspravnom, ležećem i sedećem položaju, nakon čega su rezultati bili poređeni između grupa.</p> <p>Naši rezultati su pokazali da odabir pozicije ispitanika i ugla merenja ne utiče na JPS u zdravim populacijama, kontrolnoj grupi i grupi sportistkinja, niti postoji statistički značajna razlika odgovarajućih pozicija i uglova između ovih grupa. Za grupu pacijentkinja dobili smo da postoji deficit propriocepcije, i da je sedeći stav najosetljivijim za procenu deficita osećaja pozicija zgloba kolena. U odnosu na odgovarajuće uglove kontrolne grupe i grupe sportistkinja, kod pacijentkinja postoji statistički značajno veća greška traženih uglova u sedećem stavu, zbog čega je ovaj stav karakterističan za ovu grupu. Takođe smo uočili da je najveća razlika pri uglu od 45°, čineći ga kritičnim uglom za grupu pacijentkinja.</p> <p>Ono što je ključni zaključak je da nakon povrede kolena po tipu luksacije čašice postoji neurološki deficit kontrole pokreta kolena, koji potencijalno može dovesti do daljeg povređivanja. Obzirom da je JPS metod kumulativne procene proprioceptivnog sistema, dalja istraživanja bi trebala da budu usmerena na određivanje mesta oštećenja istog, čime bi se postiglo bolje razumevanje funkcionisanja sistema regulacije pokreta kao i mogućnost sprovođenja efikasnijeg lečenja nakon povrede kolena.</p>
<p>Datum prihvatanja teme od strane Senata DP</p>	<p>22.12.2016.</p>
<p>Datum odbrane: DO</p>	

<p>Članovi komisije: (ime i prezime / titula / zvanje / naziv organizacije / status) KO</p>	<p>predsednik: član: član:</p>
---	--

University of Novi Sad
ACIMSI
Key word documentation

Accession number: ANO	
Identification number: INO	
Document type: DT	Monograph documentation
Type of record: TR	Textual printed material
Contents code: CC	PhD thesis
Author: AU	Vukadin Milankov
Mentor: MN	Prof. dr Dušan Marić Prof. dr Dušica Marić
Title: TI	Measurement of parameters of proprioception after dislocation of patella in adolescent women
Language of text: LT	Serbian (latin)
Language of abstract: LA	eng. / srp.
Country of publication: CP	Serbia
Locality of publication: LP	Vojvodina
Publication year: PY	2018
Publisher: PU	Author reprint
Publication place: PP	Mdical faculty Hajduk Veljkova 3 Novi Sad, Serbia

Physical description: PD	(chapter 8/ pages 116/ pictures 18/ graphs 19/ tables 18/ reference174)
Scientific field SF	Medicine
Scientific discipline SD	Surgery
Subject, Key words SKW	Patellar Dislocation; Proprioception; Knee; Knee Joint; Feedback, Sensory; Patellofemoral Joint; Joint Instability; Adolescent
UC	616.718.4-001.6:572.087 616.728.3-001 612.766
Holding data: HD	Library of Medical faculty Novi Sad, Hajduk Veljkova 3, 21000 Novi Sad, Serbia
Note: N	

<p>Abstract: AB</p>	<p>Patellar dislocation represents a knee injury during in which patella moves outside patellofemoral joint. The injury causes damage to the medial soft tissues of the knee, who act as a lateral patella restraint. After the first patella dislocation, large number of patients develop chronic instability of patellofemoral joint with recurrent patella luxation as a result. Etiology of chronic instability of patellofemoral joint is not fully understood, and is considered multifactorial, with one of the factors being the impairment of the neurological regulation of the knee movement. Proprioception is a complex neurological mechanism that allows us to mentally map parts of the body, preventing us from excessive and irregular movements that can lead to injuries. Measuring joint position sense (JPS) is the most commonly used method for evaluating proprioception of the knee. It is unclear what is the best way to evaluate JPS in terms of choosing different angles of knee flexion and the position of subjects, as well as the impact of different knee injuries on it. This study included only female participants (15-17 years old), who were classified into three groups of 30 subjects. The first, control group, included healthy non-athletes; second, a group of athletes, included subjects who actively participated in basketball; third, group of patients, consisted of people with a luxation patella. For measuring JPS, a VICON optical system (© Vicon Motion Systems Ltd. UK registered No. 1801446) was used for motion analysis. For each group, JPS was analysed using passive positioning-active reproduction method with knee at different angles of flexion (30°, 45° and 60°), in an upright, lying and seated position, after which the results were compared between the groups.</p> <p>Our results had shown that the choice of position and angle of measurement did not affect JPS in healthy populations, control group and group of athletes, nor there is a statistically significant difference in the respective positions and angles between these groups. For patients group, we observed a deficit in proprioception, and that the sitting position was the most sensitive for assessing this deficit of JPS. In relation to the corresponding angles of the control group and the athletes' group, there were statistically significant errors of the reproduction angles in the sitting position, which is why this position is characteristic for patients with patella dislocation. We also noted that the biggest difference was for 45° angle, making it the critical angle for the patient group.</p> <p>The key conclusion is that after knee injury, such as patella dislocation, neurological deficit of knee movement control can be observed, and which can potentially play a role in further injuries. Since measuring off knee JPS is a method of cumulative assessment of the proprioceptive system, further research should focus on determining the exact site of damage, which would allow for better understanding and more efficient treatment of knee injuries.</p>
<p>Accepted on Senate on: AS</p>	<p>22.12.2016.</p>
<p>Defended: DE</p>	

Thesis Defend Board:
DB

president:
member:
member:

Semper dic verum, vacuum duc crimine vitam, fer patienter onus, fac sapienter opus.

Uvek govori istinu, ne čini zlo, strpljivo podnosi teret, razumno radi posao.

Latinska izreka

Zahvaljujem se svojim mentorima Prof. dr Dušanu Mariću i Prof. dr Dušici Marić koji su mi dali šansu i neizmerno me podržavali tokom izrade doktorata.

Zahvaljujem se Prof. dr Iliji Tanackov koji mi je puno pomogao u statističkoj obradi rezultata i njihovoj interpretaciji.

Najveću zahvalnost dugujem svojoj porodici, ženi Andrijani i mojim sinovima, Andriji i Dimitriju, koji su mi u najtežim trenucima dali snage i volje da idem dalje.

Autor

Iščašenje, luksacija ili dislokacija čašice (patella), predstavlja povredu kolena prilikom koje dolazi do pomeranja patele iz patelofemoralnog dela zgloba kolena. Dislokacije se po svom nastanku dela na: kongenitalne, habitualne ili traumatske dislokacije (1). Najčešće se radi o traumatskoj lateralnoj dislokaciji patele (u daljem tekstu pod dislokacijom patele, podrazumeva se lateralna traumatska dislokacija patele).

Najčešće se inicijalna povreda patelofemoralnog dela zgloba kolena dešava kod mladih, fizički aktivnih individua, sa posledičnom kasnijom nestabilnosti patelofemoralnog dela zgloba kolena (2). Uslovi kliznog puta patele za vreme fleksije kolena menjaju se u toku adolescencije, posebno za vreme prepubertetskog razvoja kada dolazi do naglog rasta dugih kostiju. Mišićnoligamentarni aparat, posebno m. quadriceps femoris (u daljem tekstu QPS), zatim mišići zadnje lože buta i iliotibijalne trake (u daljem tekstu ITB) se moraju brzo prilagođavati takvom naglom rastu. U ovom periodu rasta, povećava se razmak između polazišta i hvatišta mišića, tetiva i ligamenata te se oni moraju funkcionalno adaptirati. S druge strane, povećava se opterećenje ovih anatomskih struktura i uvećanjem telesne mase. Ako je zglob kolena još i dodatno opterećen usled redovnog bavljenja sportom, odnosno mnogim mikrotraumama, moguća je pojava čitavog niza patoloških promena i simptoma u patelofemoralnom delu zgloba kolena. Kod osoba koje se ne bave sportom, usled preteranog mirovanja povezanog sa sedenjem, dolazi, takođe, do disbalansa muskulature i/ili lošeg kliznog puta patele, s razvojem bola u prednjem delu kolena.

Incidencija primarne dislokacije patele iznosi od 6 do 112 na 100000 stanovnika u zavisnosti od ispitivane populacije (2). Kod dece do 17 godina je povreda učestalija i incidencija iznosi 29-43 pacijenata na 100000 stanovnika u zavisnosti od studije (3–5). Nakon povrede kod 44-70% pacijenata se razvija nestabilnost patele sa posledičnim recidivantnim dislokacijama (3–6).

Nastanak traumatske dislokacije patele najčešće je multifaktorijalan. Sila koja je potrebna za izbacivanje patele iz patelofemoralnog dela zgloba kolena, pre svega, zavisi od morfološke građe istog. Međutim, kada je femur rotiran put unutra, a tibija put upolje, sa stopalom fiksiranim za podlogu, može doći do dislokacije patele i kod anatomskih i funkcionalno očuvanih kolena (2).

Mnogo češće do dislokacije patele dolazi kod kolena koje sadrži neku anatomsku predispoziciju za nestabilnost patele. U njih spadaju displazija trohlee, patela alta, povećana unutrašnja torzija femura, povećana spoljašnja torzija tibije, valgus donjeg ekstremiteta itd. Takođe, i neke antropološke karakteristike spadaju u predisponirajuće faktore kao što su ženski pol, izrazita visina i preterana telesna masa (4).

Ženski pol se karakteriše slabijom mišićnom snagom, većom elastičnošću ligamenata kao i drugačijim obrazcem prenošenja težine sa natkolenice na potkolenicu prilikom čučnja i doskoka. Jedan od parametara koji nam daje uvid o obrazcu prenošenja težine sa natkolenice na potkolenicu je ugao mišića kvadricepsa ili Q ugao. On predstavlja ugao koji zaklapa linija koja prolazi kroz spinu ilijaku anterior superior i centar patele sa linijom koja prolazi kroz tuberozitas tibije i centar patele. Usled veće širine karlice kod osoba ženskog pola, Q ugao je jače izražen, koleno je u valgus položaju i stopalo u pronaciji, povećano je opterećenje patelofemoralnog odeljka zgloba kolena. Pri pokretima kolena Q ugao je jedan od faktora koji utiču na putanju patele, a time i na pojavu bolova u prednjem odeljku kolena. Iz gore navedenih razloga povrede patelofemoralnog dela zgloba kolena se češće javljaju u ženskoj populaciji.

Pri dislokaciji patele dolazi do oštećenja unutrašnjih stabilizujućih struktura kolena, pre svega medijalnog patelofemoralnog ligamenta (eng. medial patellofemoral ligament, u daljem tekstu MPFL)(7). Poslednjih godina došlo je do porasta interesovanja vezanog za lečenje MPFL –a (7–11). Jedan od fokusa je i smanjivanje incidence ponovnog iščašenja patele putem konzervativnog tretmana, davanjem vežbi za poboljšanje proprioceptivnog osećaja donjeg ekstremiteta.

ANATOMSKE KARAKTERISTIKE PATELOFEMORALNOG ZGLOBA

Analizom skeletnih ostataka pokazano je da je zglob kolena postoji već oko 320 miliona godina. Eryops, predak reptile, ptica i sisara, je prva životinja kod koje je potvrđeno postojanje bikondilarnog zgloba kolena (12,13). Međutim, patelofemoralni zglob, koji predstavlja integralni deo zgloba kolena, počeo je da se razvija pre 65 miliona godina (13,14).

Patela je najveća sezamoidna kost koja predstavlja oslonac ekstenzornog mehanizma kolena, čime se povećava efektivni kapacitet ekstenzije QPS uvećanjem momenta kraka ligamenta patele. Ona takođe centralizuje divergentne sile mišića kvadricepsa i prenosi tenziju oko butne kosti preko ligamenta patele. Pored kozmetičke uloge kod ljudske noge, patela štiti tibiofemoralni zglob kolena gradeći ispred njega koštani štit (13).

HISTOLOGIJA PATELOFEMORALNOG ZGLOBA

Razviće patele i patelofemoralnog zgloba usko je povezano sa razvojem QPS i zgloba kolena u celini, gradeći jedinstvenu morfološku i funkcionalnu celinu, i čineći artikularnu komponentu ekstenzionom mehanizmu zgloba.

Pupoljci donjih ekstremiteta prvi put se mogu uočiti u 4 gestacijskoj nedelji. Od pete nedelje, koštani delovi donjih ekstremiteta počinju da se formiraju od hrskavičavog tkiva, i to u proksimalno-distalnim redosledom(15).

Posle šest nedelja razvića, zglob kolena predstavlja masu mezenhimalnih ćelija koje se postepeno kondenzuju gradeći obrise budućih struktura. U ovom periodu dolazi do postepene hondrifikacije kondila femura i proksimalnog okrajka tibije. Između njih se formira traka mezenhimalnog tkiva koja predstavlja homogenu interzonu. Sa prednje strane kondila butne kosti može se uočiti kondenzacija mezenhimalnih ćelija koje će u daljem razvoju dovesti do formiranja patele. Sa prednje strane ove strukture, mezenhimalna traka koja se kontinuirano pruža od mišića kvadricepsa do začetka tibije, predstavlja formaciju koja će u daljem razvoju dati tetivu mišića kvadricepsa i ligament patele (16).

Nakon navršene sedme gestacijske nedelje, pupoljak patele je jasno uočljiv kao formacija, a nastavlja se hondrifikacija okrajaka femura i tibije. Prostor između distalnog okrajka femura i zadnje strane patele ispunjen je finom mezenhimnom trakom koja formira femoropatelnaru interzonu. Prethodne mezenhimalne kondenzacije iznad i ispod patele diferenciraju se u tetivu kvadricepsa i ligament patele. U ovoj fazi započinje formiranje ukrštenih ligamenata kolena, zadnje ukršteni ligament se uočava ranije od prednje ukrštenog ligamenta. Pri kraju sedme

gestacijske nedelje mogu se uočiti dva pupoljka: prvi je suprapatelarna bursa u vidu male šupljine, dorzalno od tetive kvadricepsa i kranijalno od patele, i druge, šupljine neposredno iza patele koji predstavlja začetak femorlopatelarnog zgloba (15–17).

Posle 8 nedelje razvića, kavitacija femoropatelane interzone je evidentna, dok je patela u fazi hondrogeneze. U predelu oko femoralnih i tibijalnih kondila gusta vezivna traka se formira. Ova traka predstavlja preteču artikularne hrskavice. Zgušnjavanje koje inicira formiranje meniskusa najuočljivije je u lateralnom delu tibiofemoralne interzone (18), sa malom šupljinom između meniskusa i kondila femura i tibije, koja se pojavljuje u lateralnom međuslojnom nivou. Nasuprot toga, interzona gornjeg dela tibije ne pokazuje znakove kavitacije. Ukršteni ligamenti su u ovoj fazi jasno uočljivi u interkondilarnoj šupljini, okruženi sa rastresitim mezenhimnim tkivom koje sadrži brojne vaskularne elemente. Sa ivica patele, zglobna kapsula okružuje femoralne kondile i pripaja se za spoljašnju površinu meniskusa. Formiranje patelofemoralnih ligamenata takođe je započeto. Artikularne šupljine femoropatelarnog, femoromeniskalnog i meniskotibijalnog zgloba su jasno uočljive(16).

Posle devete nedelje razvića, patela se pozicionira ispred femoralne trohlee.

U desetoj i jedanaestoj gestacijskoj nedelji koleno ima približno morfologiju odraslih osoba. Zadnji ukršteni ligament je zakačen za posteriornu zglobnu površinu tibije i pruža se dorzoventralno ka unutrašnjem delu medijalnog femoralnog kondila. Prednji ukršteni ligament se pruža sa prednjeg dela zglobne površine tibije ka unutrašnjem aspektu lateralnog kondila butne kosti. Takođe, lateralna zglobna površina patele postaje veća od medijalne. Suprapatelarna burza se dalje razvija i uvećava, pružajući se do dijafize butne kosti, a puno razviće dostiže tek u 14-15 gestacijskoj nedelji (16).

U 12.-13. nedelji gestacije, zglobna šupljina kolena dobija odraslu formu. Strukture koje se nalaze između meniskotibijalne i gornje tibiofibularne šupljine (19), koje su formirane u 11. nedelji, polako nestaju ostavljajući prostor za kompletno formiranu strukturu ligamenata kolena (20).

Posle 14. nedelje gestacije, započinje osifikacija patele hrskavičavim kanalima koji prodiru sa prednje i gornje površine. Patela uvećava svoju relativnu veličinu do 6. meseca fetalnog života, nakon čega prati odnos ostalih koštanih struktura kolena (16,21).

Patela se postnatalno razvija iz nekoliko centara osifikacije koje se pojavljuju između treće i šeste godine života, a potom se ubrzo spajaju čineći celinu. Akcesorni centri osifikacije pojavljuju se kasnije u životu, nakon čega se spajaju sa centralnom masom kosti (22).

ANATOMIJA PATELOFEMORALNOG ZGLOBA

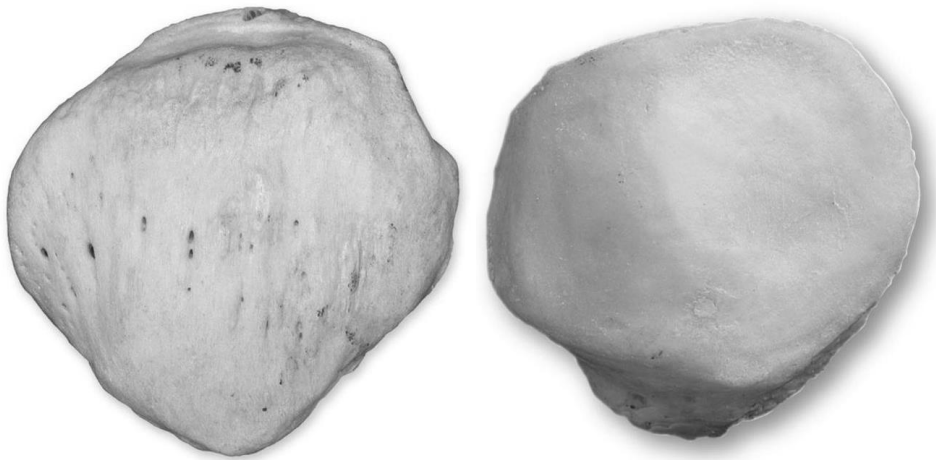
Patelofemoralni zglob je po tipu sinovijalni zglob, i zajedno sa tibiofemoralnim zglobom čini složenu celinu – zglob kolena. On je smešten sa prednje strane zgloba kolena i čine ga artikularna strana patele i artikularna površina butne kosti (facies patellaris femoris), u daljem tekstu trohlea.

Patela predstavlja najveću sezamoidnu kost u ljudskom organizmu. Ona je inkorporirana u tetivu mišića kvadricepsa i leži neposredno iznad distalnog okrajka butne kosti. Morfološki gledano ona je pljosnata, u distalnom delu zašiljena, u proksimalnom delu zaobljena i na njoj razlikujemo prednju i zadnju (artikularnu) stranu, dve ivice, bazu i vrh. Većina površina i ivica patele su palpabilne pod kožom (22).

Potkožna, konveksna prednja strana patele je perforirana brojnim nutritivnim krvnim sudovima. Od kože je odvojena subkutanom prepatelarnom burzom i prekrivena je proširenjem tetive mišića kvadriceps femorisa, koja se distalno prepliće sa površnim vlaknima ligamenta patele (nepravilno imenovana jer ova struktura predstavlja produžetak tetive mišića kvadriceps femorisa). Zadnja površina sastoji se od ovalne artikularne površine, koja je grebenom (koji odgovara interkondilarnom udubljenju patelarne zglobne površine butne kosti) vertikalno podeljena na medijalnu i lateralnu, često nešto veću, artikularnu površinu. Svaka polovina zglobne površine čašice je dalje podeljena jedva uočljivim horizontalnim linijama na tri jednaka dela. Sedma „neparna“ zglobna površina je prisutna kao tanka traka duž medijalne ivice patele. Ona je u kontaktu sa medijalnim kondilom butne kosti pri maksimalnoj fleksiji kolena. Hrskavica, koja prekriva artikularnu stranu patele, najdeblja je hrskavica u ljudskom organizmu, u čemu se ogleda

intenzitet sila kojim je izložen. I pored osnovnih morfoloških karakteristika, oblik patele se razlikuje od osobe do osobe, pa tako određeni oblici mogu da budu predisponirajući faktor za nestabilnost patelofemoralnog zgloba (22).

Patela se sastoji iz manje, više uniformno raspoređene trabekularne kosti, koju pokriva tanka kompaktna lamina. Trabekule ispod prednje strane patele paralelno se pružaju sa površinom, dok na drugim mestima, radijalno se šire od zadnje, artikularne površine prema centru kosti (22).

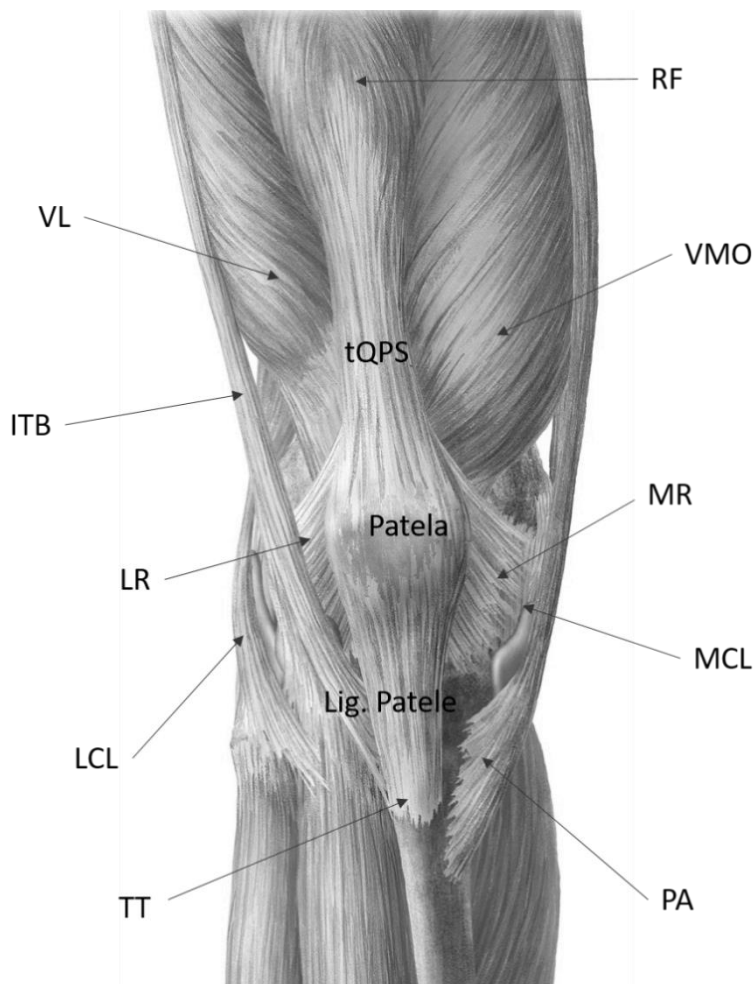


Slika 1. Prikaz anatomske strukture patele.

(<https://healthdocbox.com/Orthopedics/75511386-The-appendicular-skeleton.html>)

Zglobna površina patele je prilagođenja odgovarajućem delu butne kosti sa kojom se zglobljava. Pomenuti deo čine prednje strane oba kondila butne kosti, u obliku obrnutog slova „U“. Pošto je u celini gledajući, zglobna površina butne kosti konkavna u transverzalnoj, a konveksna u sagitalnoj ravni, ona čini asimetričnu sedlastu površinu. Neparni fascet zglobne površine patele je u kontaktu sa anterolateralnim delom medijalnog kondila butne kosti pri punoj fleksiji, u isto vreme kada lateralni fascet patele dodiruje prednju stranu lateralnog kondila butne kosti. Kada je koleno ispruženo, srednji fasceti dodiruju donju polovinu femoralne zglobne površine; dok pri krajnjoj amplitudi ispružanja, samo najniži fasceti patele dodiruju butnu kost u delu koji se naziva trohlea. Sumirano, pri fleksiji, tačka patelofemoralnog kontakta se pomera proksimalnije u isto

vreme uvećavajući se kako bi izdržala veći pritisak koje se javlja pri progresivnom savijanju kolena (22).



Slika 2. Shematski prikaz glavnih anatomskih struktura prednje strane kolena. tQPS, tetiva mišića kvadricepsa; RF, m. rectus femoris; VL, m. vastus lateralis; VMO, m. vastus medialis obliquus; LR – lateralni retinakulum; MR, medijalni retinakulum; LCL, lateralni kolateralni ligament; MCL, medijalni kolateralni ligament; TT, tuberositas tibiae; PA, pes anserinus.

Glavni i najznačajniji mišić, koji se pripaja za gornju površinu patele, i koji se pruža distalno preko prednje površine iste je QPS. Pripoj m. rectus femoris-a je ispred i ispod pripoja m. vastus intermedius-a. Na periferiji patele, od prednje gornje površine, pa do duboke površine u predelu vrha, mogu biti u kontinuitetu uočene neravnine. Upravo one u predelu medijalne i lateralne ivice patele označavaju mesta pripoja vastus medialis-a i vastus lateralis-a, dok neravnine u predelu vrha patele predstavljaju mesto pripoja ligamenta patele (22).

Ligament patele je produžetak tetive QPS-a, te iz toga njen naziv nije u potpunosti precizan. On se pruža od vrha patele pa do tuberozitas tibije. Ligament patele je izuzetno jak i pljosnat ligament, koji kod odraslih osoba doseže dužinu 6 – 8 centimetara. Njegova površna vlakna su u kontinuitetu sa vlaknima tetive kvadriceps femoris-a. Deo vlakana od tetive se pruža paralelno sa ligamentom patele i gradi medijalni i lateralni retinakulum kolena, koji se u predelu tuberozitas tibije sjedinjava sa fibroznom kapsulom kolena. Ligament patele je odvojen od sinovijalne membrane zgloba kolena velikim infrapatelarnim masnim jastučetom, a od tibije burzom koja leži u svojoj jasno ograničenoj ovojnici (22).

Zglobna kapsula je fibrozna membrana promenljive debljine. Sa prednje strane, zamenjena je ligamentom patele i ne prelazi proksimalno od patele ili patelarnog polja. U ostalim predelima, ona leži dublje od proširenja tetiva vastus medialis-a i lateralis-a, od koji je odvojena slojem vaskularizovanog rastresitog veziva. Proširenje tetiva prethodno pomenutih mišića se pripajaju za ivicu patele i ligament patele, pružajući se put nazad do odgovarajućeg kolateralnog ligamenta (tibijalnog i fibularnog) i distalno do kondila tibije, gradeći medijalni i lateralni retinakulum patele. Lateralni retinakulum je dodatno pojačan vlaknima od iliotibijalnog trakta (22).

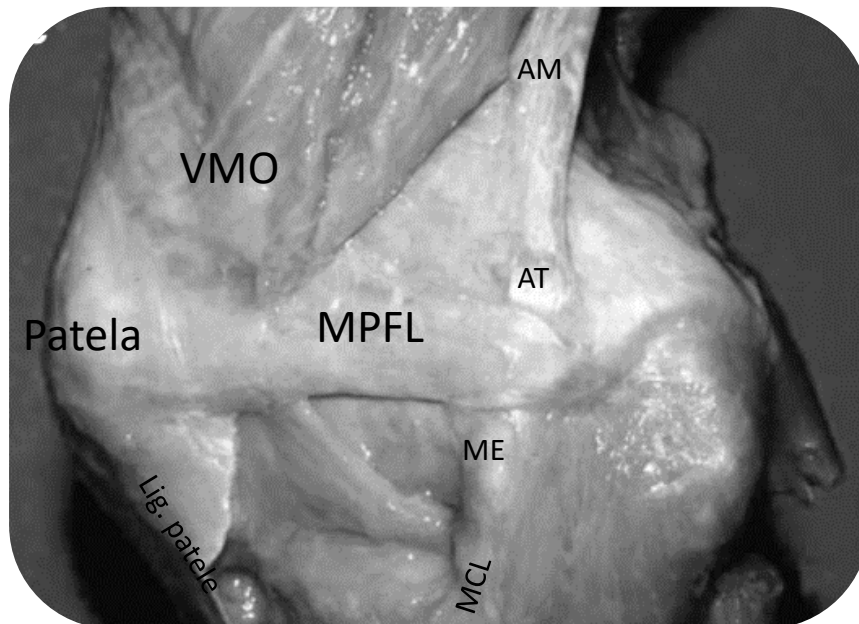
Pozadi, kapsula sadrži vertikalna vlakna koja proksimalno polaze sa ivica artikularnih površina kondila butne kosti i interkondilarne jame, a završavaju se na proksimalnom delu tibije.

Osim aksijalnih stabilizatora patele (tetiva kvadricepsa i ligament patele), sa odgovarajući ivica patele i ligamenta patele pružaju se bočni mekotkivni stabilizatori u formi retinakuluma patele.

MEDIJALNA MEKA TKIVA

Prvi sloj unutrašnjeg retinakuluma je najpovršniji sloj i sačinjen je od duboke, kruralne fascije koja deo svojih vlakana dobija od tetive mišića sartorius-a. N. saphenus i njegove infrapatelarne grane leže površnije od duboke fascije. Lepezasti produžetak tetive mišića sartoriusa se sjedinjava sa kruralnom fascijom, bez jasno definisanog tetivnog pripoja. Ispod sartorius fascije leže jasno uočljive tetive mišića gracilisa i semitendinozusa i njihovih insercija. Dublje od pomenutih tetiva je anserinska burza, koja prekriva površni deo tibijalnog kolateralnog ligamenta. Prema pozadi,

prvi sloj prekriva tetive gastroknemijusa i strukture poplitealne jame. Put napred, prvi sloj se sjedinjava sa prednjim delovima drugog sloja retinakuluma čineći zajednički pripoj za medijalnu ivicu patele i ligamenta patele. Donji delovi retinakuluma se stapaju sa periostom tibije (22,23).



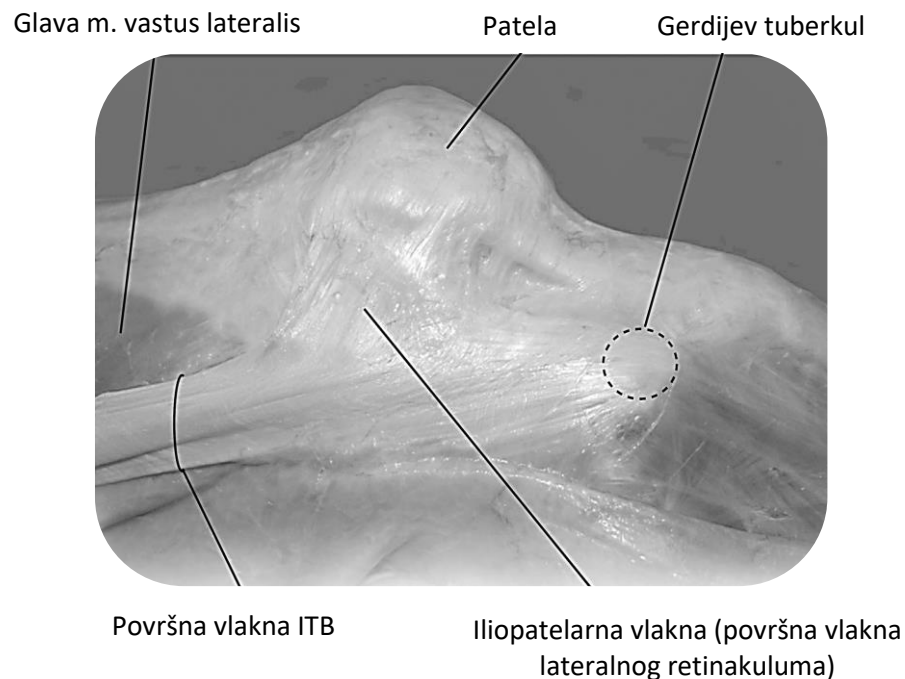
Slika 3. Anatomski preparat glavnih medijalnih struktura kolena. VMO, glava mišića vastus medialis obliquus; MPFL, medijalni patelofemoralni ligament; AM, tetiva mišića aduktor magnus-a; AT, aduktorni tuberkulum; ME, medijalni epikondil butne kosti; MCL, površna vlakna medijalnog kolateralnog ligamenta (23).

Drugi sloj unutrašnjeg retinakuluma je, sa stanovišta medijalne stabilizacije patelofemoralnog zgloba, najbitniji sloj. U njemu razlikujemo medijalni patelofemoralni ligament (MPFL) kao glavnog stabilizatora, zajedno sa medijalnim patelotibijalnim ligamentom (MPTL) i medijalnim patelomeniskalnim ligamentom (MPML). MPFL je unutrašnji pasivni stabilizator čašice. Svojim femoralnim krajem pripaja se u predelu aduktornog tuberkuluma ili u koštanom useku između njega ili medijalnog epikondila butne kosti. Ligament se potom lepezasto širi prema gornje dve trećine unutrašnje ivice patele gde se i pripaja. Iako gore pomenute strukture se jasno mogu razlikovati u svojim posteriornim delovima, idući prema čašici, njihova vlakna se stapaju sa kruralnom fascijom prvog sloja. U ovom sloju se nalaze površna vlakna medijalnog kolateralnog ligamenta (MCL). Tetive m. gracilis-a i m. semitendinosus-a leže u prostoru između prvog i drugog sloja retinakuluma (22,24–27).

Treći sloj predstavlja kapsula kolena, koja se može jasno odvojiti od drugog sloja retinakuluma, osim u blizini medijalne ivice patele, gde se stapa sa vlaknima površnijih slojeva. Medijalni deo zglobne kapsule je zadebljao, a vlakna su vertikalno orjentisana, čineći duboka vlakna MCL. Deo ovih dubokih vlakana MCL pripajaju se za medijalni meniskus. U svom prednjem delu, površni i duboki deo MCL se jasno razlikuju. Pozadi, drugi i treći sloj se stapaju i formiraju zajednički deo posteromedijalne kapsule (22).

LATERALNA MEKA TKIVA

Lateralne uzde patele koje sačinjava mekotkivne komponente sastoje se iz tri sloja. Najpovršnije je duboka fascija, potom aponeuroza QPS-a i ITB-a u intermedijarnom (srednjom) sloju koji se inače naziva i lateralni retinakulum patele (22,28,29), i kapsula zgloba u najdubljem sloju (22,28,30).



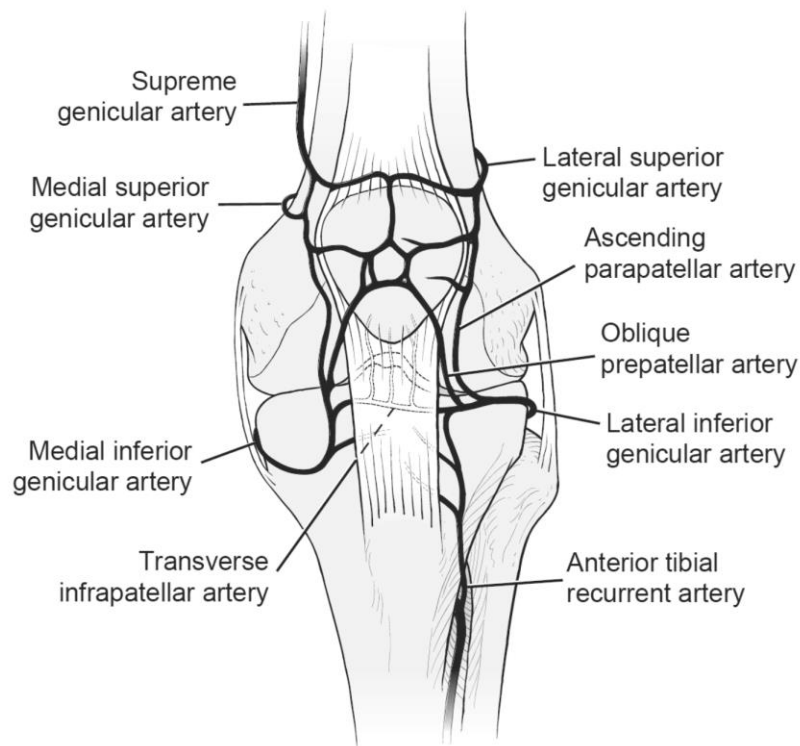
Slika 4. Anatomski preparat glavnih lateralnih struktura kolena (30).

Duboka fascija nije povezana za patelu ali je u lateralnom delu adherentna za dublja tkiva, zbog čega ima delimičnu potpornu ulogu. Longitudinalna vlakna ITB se sastaju sa vlaknima aponeuroze

QPS-a upolje i pored patele, formirajući intermedijarni sloj. Longitudinalni retinakulum se vezuje za patelu, tetivu QPS-a proksimalno od patele i kapsulu zgloba u distalnom delu ligamenta patele. Longitudinalna vlakna su pojačana transverzalnim retinakulumom koji se sastoji iz površnih vlakana ITB, iliopateralnih ili arciformnih vlakana i dubokih transverzalnih vlakana ITB. Površna vlakna retinakuluma koso prelaze i vezuju se za aponeurozu QPS-a koja prekriva patelu i njenu tetivu. Najrazvijenija i najjača struktura predstavljaju duboka transverzalna vlakna, koja usidruju spoljašnju ivicu čašice i tetivu m. vastus lateralis-a za ITB. Ova vlakna se ne pripajaju za lateralni epikondil butne kosti, a nazivaju se još i iliotibijalna traka – patela vlakna (ITB-P traka). Pozicija, razvijenost i orijentacija vlakana ove strukture, govori nam u prilog da ITB-P traka igra važnu ulogu u lateralnoj stabilizaciji patele (28). U sledećem, najdubljem sloju, nalazi se lateralni deo zglobne kapsule kolena. Na njoj možemo uočiti zadebljanje koje se pruža od lateralne ivice patele do lateralnog epikondila, a koje predstavlja lateralni patelofemoralni ligament (LPFL). Kondenzacija kapsule koje povezuje inferolateralni deo patele i anterolateralni deo lateralnog meniskusa, naziva se lateralni patelomeniskalni ligament (LPML). Ovi kapsularni ligamenti su izrazito varijabilni i nisu uvek prisutni. U poređenju sa medijalnom stranom, nije jasno zbog čega je lateralnoj strani potrebna dodatna snažna struktura, ITB-P traka, pored lateralnog kapsularnog patelofemoralnog i patelomeniskalnog ligamenta, koji se po strukturi i jačini mogu porediti sa MPFL i MPML.

VASKULARIZICIJA PATELE

Vaskularizaciju patele su detaljno proučili Scapinelli (31) i Crock (32). Ona je organizovana u 2 arterijska sliva. Prvi je ekstraosealni arterijski prsten, koji leži u tankom sloju vezivnog tkiva, a koji dobija krvotok od a. geniculata suprema, a. geniculata superior medialis et lateralis, a. geniculata inferior medialis et lateralis i a. tibialis anterioris recurrens. Donje genikulatne arterije granaju se u acendentne parapatelarne, kose parapatelarne i transverzne parapatelarne grane.



Slika 5. Šematski prikaz vaskularizacije patele (33).

Ove arterije se susreću sa odgovarajućim granama gornjih genikulatnih arterija gradeći anastomoze. Drugi arterijski sliv čini intraosealna arterijska mreža, i sastoji se od srednjih patelarni krvnih sudova koji penetriraju patelu u njenoj srednjoj trećini, idući put gore neposredno iza ligamenta patele. Nakon poprečnog preloma patele češće je pojava avaskularne nekroze gornjeg pola patele, do kojeg je pri ovakvom prelomu značajno manji dotok krvi zbog prekida intraosealne arterijske mreže (33).

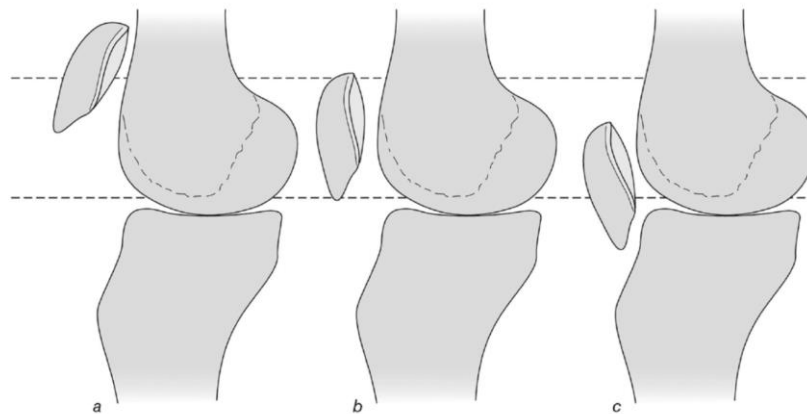
BIOMEHANIKA PATELOFEMORALNOG ZGLOBA

Zglob kolena je kompleksan sinovijalni zglob kojeg čine tibiofemoralni i patelofemoralni zglob. Njegova funkcija je u težišta tela i stava tokom svakodnevnih dnevnih aktivnosti. Da bi ova funkcija bila moguća neophodno je postojanje velikog obima pokreta u sve tri ravni zajedno sa sposobnosti da se odupre velikim silama. Ovakve suprotstavljajuće zahteve mobilnosti i stabilnosti jedino je moguće postići uzajamnom interakcijom između artikularnih površina,

ligamentarnih struktura i mišića koji prelaze preko zgloba. Patelofemoralni pokreti zahtevaju složenu koordinisanu radnju prethodno opisanih koštanih i mekotkivnih struktura. Kao stožer između najdužih kostiju u ljudskom organizmu, izloženosti velikim silama tokom lokomocije i dominantno dinamičkom stabilnošću, zglob kolena predstavlja mesto najčešće povrede mekotkivnih struktura (22). Usled poremećaja građe ili nakon povrede, može doći do disbalansa između pasivnih i dinamičkih stabilizatora sa posledičnim razvojem nestabilnosti zgloba kolena.

Kao sezamoidna kost, patela povećava mehaničku prednost ekstenzornog mehanizma. Ponašajući se kao poluga, patela povećava krak sile kvadricepsa, što smanjuje potrebu za većom silom, tj. kontrakcijom kvadricepsa tokom ispružanja kolena (34).

Statičko poravnanje patele je vezano za dubinu femoralnog useka, visinu zida lateralnog kondila i oblik patele. Gledano u frontalnoj ravni sa kolenom u punoj ekstenziji, patela obično leži u prostoru na sredini između kondila butne kosti, ili minimalno put upolje od srednje linije. U ovom položaju patela se nalazi iznad trohlee, postoji minimalan kontakt između čašice i butne kosti, prema tome, u ovoj poziciji patela je najmobilnija (35).

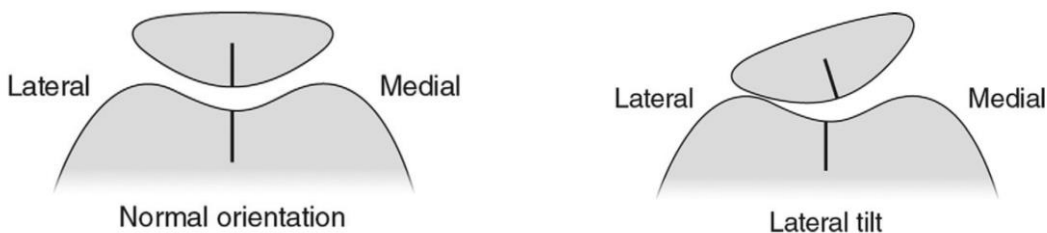


Slika 6. Shematski prikaz poravnanja patele u sagitalnoj ravni. a) visoko postavljena patela - "Patella alta"; b) normalno poravnanje patele; c) nisko postavljena patela - "Patella baja" (35).

Gledano u sagitalnoj ravni, pri blagoj fleksiji kolena, vrh patele se nalazi u visini ili nešto iznad linije tibiofemoralnog zgloba. U svakodnevnoj kliničkoj praksi, za preciznije određivanje pozicije

patele u sagitalnoj ravni, koristi se standardni lateralni RTG uz merenje različitih indeksa - Insall-Salvati, . Blackburne-Peel, Caton-Deschamps itd.

Dodatno, patela treba da bude postavljena tako da gornja i donja ivica bude jednako udaljenje od butne kosti. Ukoliko jedna ivica prednjači u odnosu na drugu, ovo označavamo kao superiorni ili inferiorni „tilt“ (35). Takođe, gledano u transferzalnoj ravni, medijalna i lateralna ivica treba da su na jednakoj distanci od femura. Često se viđa prezategnutost lateralnog retinakuluma, tako da medijalna ivica patele leži ispred lateralne, nazivajući se „lateralni tilt“, što je jedan od uzroka lateralnog patelofemoralnog kompresivnog sindroma (35).



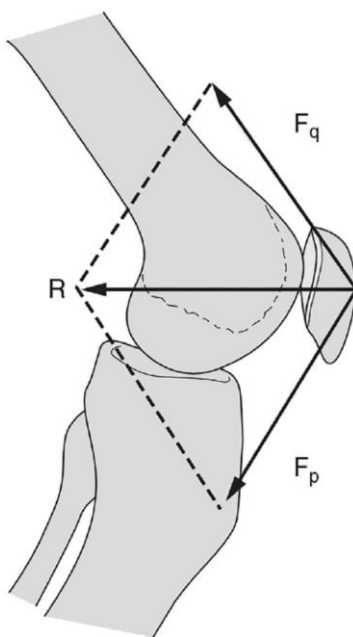
Slika 7. Shematski prikaz poravnanja čašice u frontalnoj ravni. Leva slika prikazuje normalno pozicioniranu čašicu. Na desnoj slici prikazano je najčešće patološko poravnanje čašice u frontalnoj ravni, "lateral tilt" (35).

Kada govorimo o poziciji patele tokom pokreta, govorimo o takozvanom „tracking-u“ patele. „Tracking“ označava tipičan redosled putanje i pozicija kroz koje čašica prolazi tokom izvođenja pokreta u zglobu kolena. Odstupanje od ovog puta i pozicija naziva se patelarni „maltracking“. Pokreti čašice tokom pomeranja tibiofemoralnog zgloba zavise od aktivnosti kontrakcije kvadricepsa, istegljivosti mekih tkiva oko patele, kao i geometrije patele i trohlearnog udubljena butne kosti. Poremećaj na bilo kom nivou može izazvati „maltracking“ patele, poremećaj biomehanike ekstenzornog sistema sa posledičnom nestabionosti patelofemoralnog zgloba (34,35).

Gradeći varijantu sedlastog zgloba, patelofemoralni zglob karakteriše izuzetna mobilnost u više ravni. U pokrete patele se ubraja klizanje naviše/naniže, medio-lateralno klizanje - „shift“, medijalni i lateralni nagib - „tilt“, i unutrašnja i spoljašnja rotacija (35).

trohlearni usek plitak, stabilnost patele je ugrožena i postoji veća šansa da dođe do njene luksacije (27,34,35) .

Sa početkom savijanja kolena, donji deo patele dolazi u kontakt sa najvišim delom trohlee. Ovaj kontakt započinje dodirnom lateralnog kondila butne kosti sa spoljašnjom zglobnom površinom patele, da bi do 30° fleksije kontakt bio podjednako raspoređen sa obe strane kondila butne kosti formirajući kontaktnu površinu od oko 2cm². Sada, već angažovana trohlea, dovodi do povećanja stabilnosti patelofemoralnog zgloba. Daljim savijanjem kolena do 60°, gornja polovina patelarne artikularne površine dolazi u kontakt sa femoralnim usekom nešto ispod u odnosu na kontaktnu površinu na 30° fleksije. Dodirna površina se postepeno povećava, na 90° fleksije iznoseći oko 6cm². U ovoj poziciji gornji deo artikularne površine patele je u kontaktu sa femoralnim usekom iznad interkondilarne jame. Daljim savijanjem kolena, u dubokom čučnju, patela dolazi u položaj premošćavanja interkondilarne jame, kada su samo njene ivice u kontaktu sa kondilima butne kosti. Pri punoj fleksiji, patela se delimično rotira, a neparna zglobna površina patele postaje jedina artikulirajuća površina sa lateralnom površinom medijalnog kondila butne kosti (27,34,35).



Slika 9. Shematski prikaz razlaganje sila koje deluju u sagitalnoj osovini ekstenzornog mehanizma. F_q , sila mišića kvadricepsa koja deluje na čašicu; F_p , sila zatezanja ligamenta patele; R , reakciona sila patelofemoralnog zgloba (34).

Reakciona sila patelofemoralnog zgloba (PFJRF) je rezultujuća kompresivna sila koja deluje na zglob i zavisi od ugla fleksije zgloba kolena i mišićne napetosti. Pravo opterećenje koje deluje na patelofemoralni zglob se izračunava tako što se PFJRF podeli sa veličinom kontaktne površine patelofemoralnog zgloba i izražava se u N/cm^2 . Što je veća dodirna površina patelarne i femoralne zglobne površine, manje je opterećeno artikularno tkivo. Visok PFJRF udružen sa malom kontaktnom površinom, izlaže patelofemoralni zglob velikom opterećenju i može da izazove oštećenje hrskavice. Ovo opterećenje može biti mnogostruko uvećano „maltracking“-om patele. Da bi se izbeglo prekomerno opterećenje patelofemoralnog zgloba, preporučuje se da se vežbe otvorenog kinetičkog lanca izvode sa kolenom između 30° - 90° fleksije, dok je vežbe zatvorenog kinetičkog lanca potrebno izvoditi sa kolenom iznad 30° fleksije (34,35).

PFJRF i opterećenje patelofemoralnog zgloba može se izrazito povećati čak i pri izvođenju jednostavnih aktivnosti dnevnog života, ne govoreći o sportskim i rekreativnim aktivnostima. Pokazano je da sile tokom običnog hoda u nivou mogu da iznosi 1,3 puta telesne mase (TM), 3,3 puta tokom penjanja/spuštanja na stepenicama, 5,6 puta tokom tračanja i čak 7,8 puta TM prilikom terminalnih amplituda savijanja kolena i dubokim čučnjevima (34,35).

INERVACIJA KOLENA

MOTORNA INERVACIJA

Femoralni, tibijalni i zajednički fibularni nerv obezbeđuju inervaciju samog zgloba kolena, kože ali i mišića koji ga okružuju (22).

N. femoralis se u visini od 4 cm od ingvinalnog ligamenta deli na prednju i zadnju granu. Prednja grana daje dve senzitivne grane za kožu, n. cutaneus femoris medialis i n. cutaneus femoris intermedialis, i dve motorne grane za m. sartorius i m. pectineus. Zadnja grana daje jednu senzitivnu kožnu granu, n. saphenus, kao i sve mišićne grane za m. quadriceps (22).

N. tibialis se izdvaja u visini poslednje trećine zadnje strane natkolenice, prolazi kroz poplitealnu jamu i ulazi u zadnji kompartment potkolenice ispod m. soleusa. Inerviše mišiće zadnje lože

potkolenice: m. gastrocnemius, m. soleus, m. popliteus, ali u slučaju varijacije u vidu kratkog stabilna n. ischiadicus- a motornu inervaciju daje za m. semimebranosus i m. semitendinosus (22).

Zajednički fibularni nerv ulazi u poplitealnu jamu lateralno od tibijalnog nerva i prati unutrašnju ivicu m. biceps femoris-a. Napušta zatkolenu jamu superficijalno prelazeći preko spoljašnje glave m. gastrocnemius-a, glavice fibule, ukršta potom vrat fibule pre nego što uđe u telo m. fibularis longus-a. U predelu zatkolene jame izdvaja se grana za inervaciju kratke glave m. biceps femoris-a. Ovaj nerv je izuzetno podložan povredama zbog svog superficijalnog položaja u predelu fibule (22).

SENZITIVNA INERVACIJA

N. femoralis inerviše proksimalni medijalni kvadrant kolena. Medijalna femoralna kutanealna grana spušta se duž m.vastus medialis a zatim prelazi ka lateralno preko polovine i iznad nivoa zglobne pukotine (22).

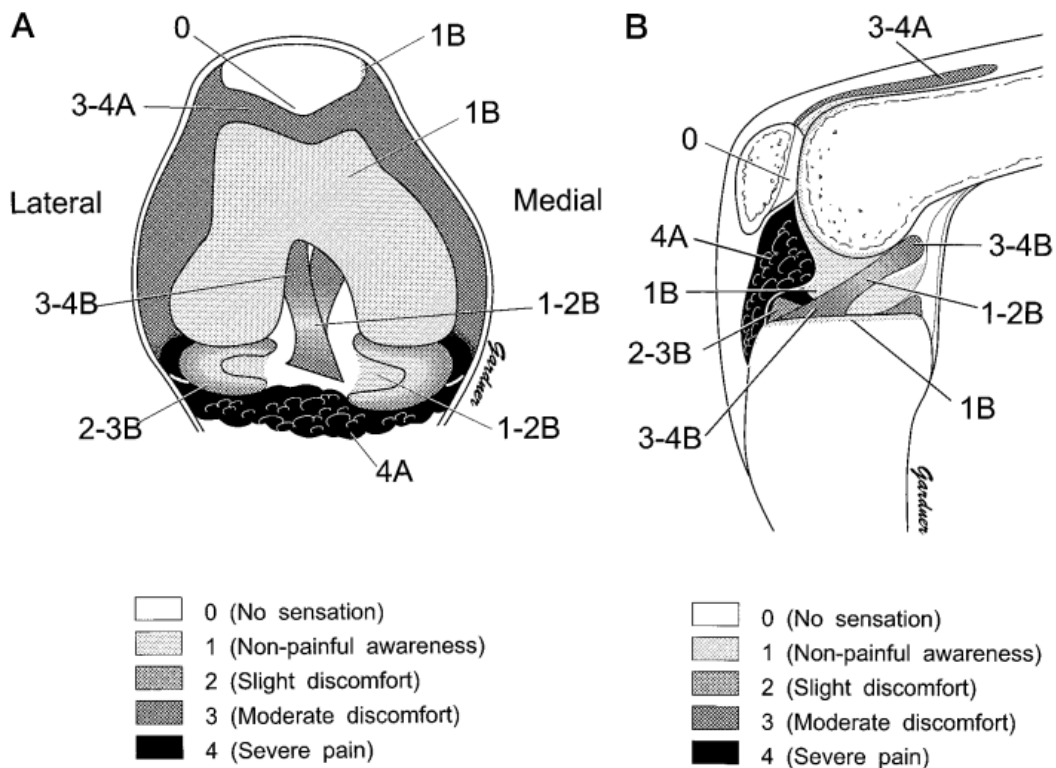
N. saphenus daje senzitivnu inervaciju unutrašnje strane kože noge a lateralna strana kolena je inervisana od strane n.cutaneusa femoris lateralis u proksimalnom delu a od n.cutaneus suralis lateralis u distalnom (22).

FUNKCIONALNA INERVACIJA UNUTAR ZGLOBA KOLENA

Veliki broj rezultata koji je prikupljen tokom mnogobrojnih istraživanja, ukazuje na to da različite senzitivne strukture šalju impulse iz zgloba kolena do kičmene moždine ali i viših nivoa nervnog sistema, poput malog mozga. Hištološkim ispitivanjem je potvrđeno prisustvo neurosenzitivnih struktura unutar samog zgloba (36–44), nalazima evociranih potencijala (45), kao i proprioceptivnim istraživanjem zgloba kolena (46–51).

Studija Dye i saradnika (52) postavila je temelj daljem istraživanju intraartikularne senzitivne inervacije zgloba kolena. Oni su artroskopski ispitivali senzitivnu inervaciju pojedinih struktura

kolena kod potpuno svesnih pacijenata, koristeći samo lokalnu anesteziju prilikom formiranja artroskopskih portova.



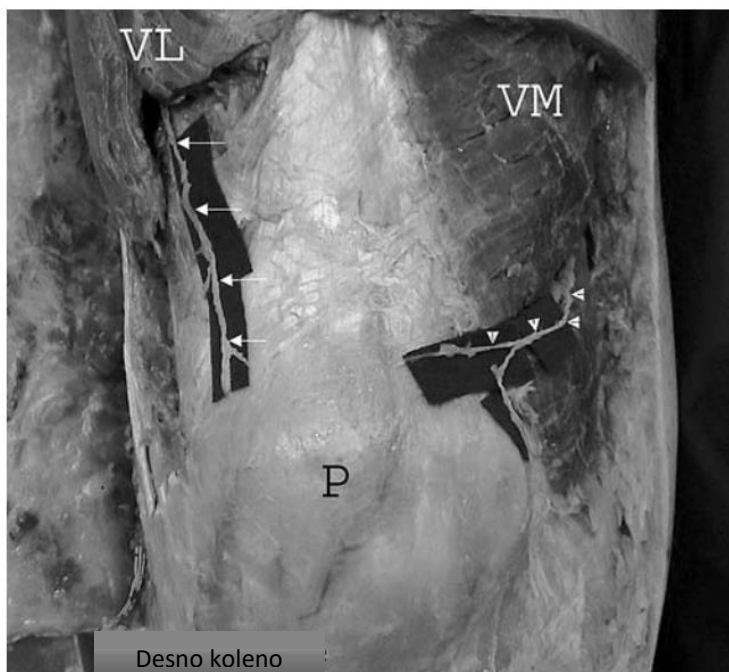
Slika 10. Frontalni (A) i sagitalni (B) šematski prikaz neurosenzornog nalaza intraartikularnih struktura kolena. A, porstorno dobra lokalizacija; B, prostorno loša lokalizacija (52).

U domenu patelofemoralne patologije, artroskopskim pregledom su ustanovili da palpiranje artikularne hrskavice čašice nije izazivalo pojavu senzacija kod pacijenta. Međutim, palpiranje suprapatelarnog recesusa, kapsule, medijalnog i lateralnog retinakuluma izazivalo je umeren do izrazit bol. Takođe su zabeležili subjektivan osećaj pacijenta prilikom ovih merenja. Nikakva nelagodnost se nije javila pri intraartikularnom pritisku od 80 mm živinog stuba, kao ni pri upotrebi značajne varus i valgus sile u cilju otvaranja medijalnog i lateralnog kompartmana kolena. Loše definisan, bezbolan, ali intenzivan osećaj nelagodnosti je izazvan pozicioniranjem artroskopa između zglobni površina patele i centralne pozicije trohlee butne kosti. Samo pozicija pune ekstenzije bila je tolerisana sa kamerom između patele i trohlee, dok bi i najmanja fleksija kolena izazvala sve veću nelagodnost i spazam periartikularne muskulature (52).

Ovim istraživanjem potvrđeno je da intraartikularne strukture kolena imaju sposobnost registrovanja senzacija, čime su opravdana dalje istraživanja propriocepcije zgloba kolena u okviru patoloških stanja u kojima su te iste strukture oštećene.

Brojna istraživanja pokazala su da sam zglob kolena inerviše grane živaca zaduženih za inervaciju mišića koji ga okružuju (39,52–57). Opisana su dve grupe intraartikularnih nerava. Prva, smeštena sa zadnje strane kolena, koje se sastoji od grane n. tibialis-a i manje uočljive terminalne grane n. oburatorius-a. Druga, tj. prednja grupa koju čine zglobne grane n. femoralis-a, n. fibularis-a i n. saphenus-a. Dosadašnji nalazi višebrojnih ispitivanja ukazuju da najveći deo inervacije unutrašnjosti zgloba kolena dolazi od grana n. tibialis-a koja nastaje u zatkolenoj jami i sa zadnje strane probija zglobnu kapsulu i ulazi u unutrašnjost zgloba, inervišući zadnji deo kapsule i ukrštene ligamente (58).

U literaturi postoji veći interes za ispitivanje opšte inervacije zgloba kolena nego izolovane inervacije čašice. U svojoj sveobuhvatnoj anatomske studiji, Horner i Dellon navode da je ovaj region oživčan terminalnim granama medijalnog femoralnog kutanog nerva.



Slika 11. Prednja strana anatomskog preparata patelofemoralnog zgloba. Medijalni patelarni nerv unutar m. vastus medialis (trouglovi). Lateralni patelarni nerv unutar m. vastul lateralis (strelice). VL, m. vastus latealis; VM, m. vastus medialis (59).

Ne izdvajajući čašicu kao posebnu celinu, oni opisuju da inervaciju medijalnog i lateralnog retinakuluma, kao i medijalnog dela zglobne površine, dobija od medijalno i lateralno retinakularnog nerva. Detaljan opis inervacije površine patele nije dat (54).

Porast interesovanja za patologiju patele doveo je do pojave većeg broja naučnih informacija o inervaciji čašice. Maralcan i saradnici po prvi put opisuju postojanje medijalnog patelarnog nerva koji prolazi kroz m. vastus medialis, i lateralnog patelarnog nerva koji prolazi unutar m. vastus lateralis (59). Daljim istraživanjima utvrđeno je da najveći deo interosealnih nervnih vlakana koji oživčavaju zglobnu površinu čašice potiče od medijalnog patelarnog nerva, bez postojanja jasno formiranih specijalizovanih receptora (60).

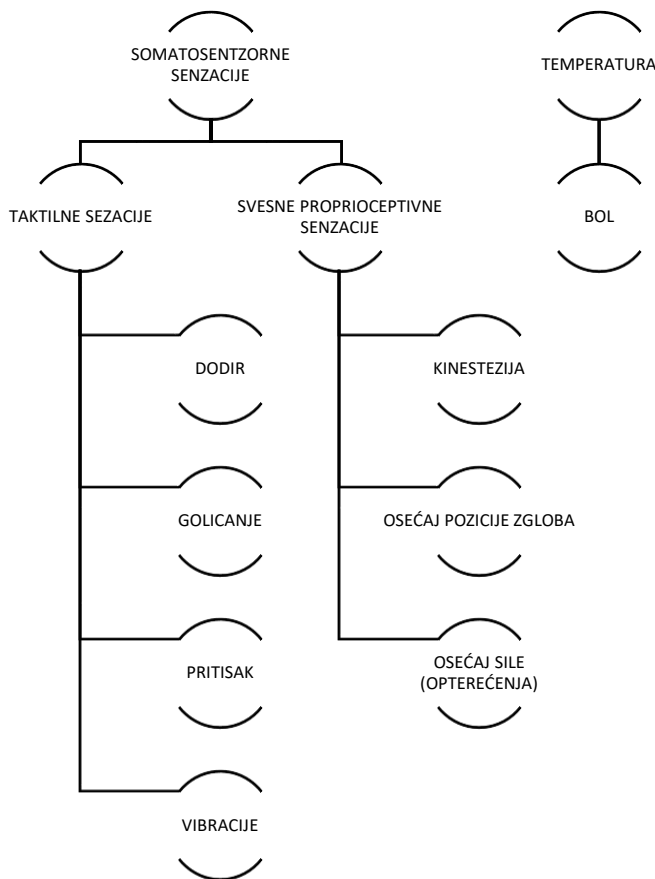
Degradacija senzornih stimulusa kolena kao i drugih zglobova može da dovede do postepenog strukturalnog propadanja intraartikularnih komponenti, što se vidi kod neuropatskih oboljenja zglobova kao i kod osoba sa kongenitalnom neosetljivosti na bol (61–67). Može se, dakle, zaključiti da je očuvani senzibilitet od izuzetne važnosti za normalno funkcionisanje kolena tokom niza decenija kao i za očuvanje normalne tkivne homeostaze.

PROPRIOCEPCIJA

Termin, senzomotorni sistem, je prvi put prihvaćen 1997. godine, od fondacije za obrazovanje i istraživanje u sportskoj medicini (Foundation of Sports Medicine Education and Research). Senzomotorni sistem, je podkomponenta sveobuhvatnog sistema motorne kontrole tela, a opisuje senzornu, motornu, i centralnu integraciju i obradu podataka komponenti uključenu u održavanju zglobne homeostaze tokom pokreta (funkcionalna stabilnost zgloba). Komponente koje grade ovaj sistem moraju da budu fleksibilne i prilagodljive zbog različitih nivoa potreba pojedinih zadataka, i razlike između ljudi koji ih izvršavaju. Proces održavanja funkcionalne stabilnosti zglobova je postignut sadejstvom statičkih i dinamičkih komponenti. Ligamenti, zglobna kapsula, hrskavica, kao i geometrija kostiju koje grade zglob i čine statičke ili pasivne komponente. Dinamička stabilnost je posledica dejstva pozitivne ili negativne povratne sprege neuromuskularne kontrole mišića koji prelaze preko zgloba. Efikasnost ovih dinamičkih uzdi određena je biomehaničkim i fizičkim karakteristikama samog zgloba (68,69). Propriocepcija je

termin koji je najčešće pogrešno korišćen u okviru senzomotornog sistema. Termin propriocepcija najčešće je smatran sinonimom za pojam kinestezija, osećajem pozicije zgloba, somatosenzacijama, ravnotežom i refleksnom stabilnošću zgloba. O propriocepciji prvi put govori Sherrington 1906. godine, koji je opisuje kao aferentne informacije koje dolazi iz "proprioceptora" lokalizovanih u "proprioceptivnim poljima". "Proprioceptivno polje" je definisano kao deo površine tela zaštićene od spoljašnje sredine površinskim ćelijama, a koja sadrže receptore specifično adaptirane za praćenje promena koje se dešavaju unutar organizma nezavisno od "interoceptivnog polja" (digestivnog kanala i visceralnih organa) (70). Sherrington navodi da se propriocepcija koristi za regulaciju kompletne posture (posturalni ekvilibrijum) i segmentne posture (stabilnost zgloba), kao i iniciranje brojnih svesnih perifernih senzacija ("mišićni osećaj")(68,70,71). Prema Matthews, u knjizi Schafer's Textbook of Physiology, Sherrington opisuje četiri podmodaliteta "mišićnog osećaja": 1) postura, 2) pasivni pokret, 3) aktivni pokret, 4) otpor prema pokretu (72). Ovi submodaliteti odgovaraju savremenoj definiciji osećaju položaja zgloba (segmentna postura), kinesteziji (aktivna i pasivna), i osećaju opterećenja tj. sposobnosti pružanja otpora (68,69).

Za razliku od propriocepcije, termin somatosenzorijum (ili somatosenzacije) je sveobuhvatniji, i u njega su uključene informacije dobijene sa periferije iz mehanoreceptora, termoreceptora i receptora za bol. Svesna obrada somatosenzornih informacija dovode do spoznaje bola, temperature, taktilni senzacija (dodir, pritisak itd.) i supmodaliteta propriocepcije (68,73).



Slika 12. Šematski prikaz podele somatosenzornih senzacija.

Neuromuskularna kontrola je često korišćen termin različitih disciplina biomedicinskih nauka u vezi sa motornom kontrolom pokreta. Ona može da se odnosi na bilo koji aspekt neurološke kontrole mišićne aktivnosti i faktora koje utiču na efikasnog izvođenja zadatka. Gledano iz ugla stabilnosti zgloba, neuromišićna kontrola je definisana kao nesvesna aktivacija dinamičkih stabilizatora koja se javlja u okviru pripreme za i kao odgovor na pokret i opterećenost zgloba u svrhu održanja i vraćanja funkcionalne stabilnosti zgloba. Neuromišićna kontrola praktično

obuhvata sve motorne aktivnosti u nekoj formi, te se ne može lako odvojiti od neuroloških komandi koje kontrolišu celokupan motorni program(68).

Savremena tumačenja definišu da je propriocepcija svesna percepcija senzacija primljenih od strane aferentnih neurona povezanih sa aktivnošću zglobova, njihovim položajem i tonusom mišića koji ih okružuju, a zatim obrađenih u najvišim centrima CNS-a. Samim tim propriocepcija se ne odnosi na postprocesuiranje senzornog impulsa, kao ni reakciju tela u vidu mišićne aktivnosti nastalu kao odgovor na primljene impulse. Pri tome treba imati u vidu da je proprioceptivna informacija od ključnog značaja za optimalnu i efikasnu mišićnu aktivnost (74,75).

Sherrington je prepoznao interakciju između receptora iz oba regiona tela, misleći na odnos između receptora eksteroceptivne i proprioceptivne sredine, i opisujući ga kao "saveznički". U zavisnosti od tačne situacije i tipa zadatka, izvor nadražaja za svesnu senzaciju propriocepcije (npr. osećaja položaja zgloba) mogu potencijalno da budu duboki receptori (npr. mehanoreceptori u zglobu i mišićima) tipično vezani za propriocepciju, ali i površni receptori koji izazivaju taktilne senzacije, ili njihova kombinacija. Prema tome, iako se propriocepcija i taktilne senzacije smatraju potpuno odvojenim senzornim fenomenima, različiti senzorni organi mogu da doprinesu do sličnih svesnih senzacija pod određenim uslovima (68) (Riemann & Lephart, 2002).

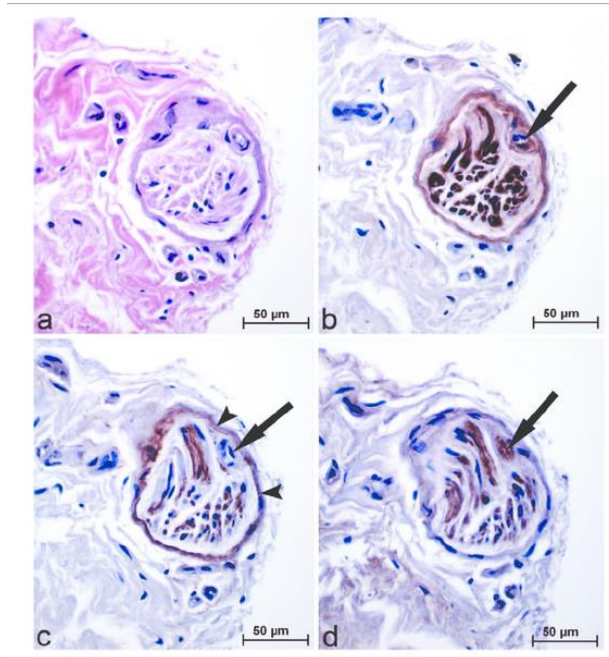
Mehanoreceptori koji prenose proprioceptivne informacije često su obeležavani kao proprioceptori (68,70,71,75,76). Osim mehanoreceptora lokalizovanim u Sherrington proprioceptivnom polju, termin proprioceptori su korišteni i za mehanoreceptore koji se nalazi na površini tela, kao i receptore dela vestibularnog aparata zaduženog za prenošenje informacija vezanih za orijentacija glave u odnosu na silu gravitacije. Da bi se izbegle potencijalne nedoumice predložena je upotreba specifičnog naziva mehanoreceptora od interesa a ne termin proprioceptora(68).

IZVOR PROPRIOCEPTIVNIH SIGNALA

Bazirano na Sherrington definiciji proprioceptivnog polja, mehanoreceptori zaduženi za proprioceptivne informacije se primarno nalaze u mišićima, ligamentima, tetivama i kapsuli, kao i mehanoreceptori locirani u dubokim slojevima kože i fascije koji su tradicionalno vezani za taktilne senzacije, a za koje se pretpostavlja da su pomoćni izvor proprioceptivnih informacija. Generalno gledano, mehanoreceptori su specijalizovani senzorni receptori zaduženi za kvantitativno pretvaranje mehaničkih događaja koji se dešavaju u tkivu domaćina u neurološke signale. Sam proces formiranja nadražaja je sličan kod različitih mehanoreceptora, s tim da svaki morfološki tip poseduje neki stepen osobenosti senzornog modaliteta na koje odgovara (npr. lagan dodir, istezanje tkiva), pa tako i na opseg stimulusa u okviru istog senzornog modaliteta.

RUFFINIJEVA TELAŠKA

Ruffinijevi nervni završeci se nalaze u nekoliko struktura unutar kolena. Pre svega, nalaze se u kapsuli gde su najbrojniji u površnim slojevima. Mogu se takođe naći i u ukrštenim, meniskofemoralnim i kolateralnim ligamentima kolena, kao i u menkusima a opisano je nekoliko morfoloških varijacija u različitim životinjskim vrstama, ali i u okviru jednog organizma u različitim tkivima. Uobičajeno se sastoje od klastera sastavljenog od dva do šest tankih inkapsuliranih globularnih korpuskula sa samo jednim mijelinskim aksonom čiji promer varira između 5-9 μ m. Kapsula je ponekad kompletna, ali se češće nalazi nekompletna varijacija s tim da uvek formira kapsularne septe između individualnih cilindara nervnih završetaka. Veličina ovih receptora nije uvek ista i zavisi od vrste tkiva u kojima se nalazi (77,78).

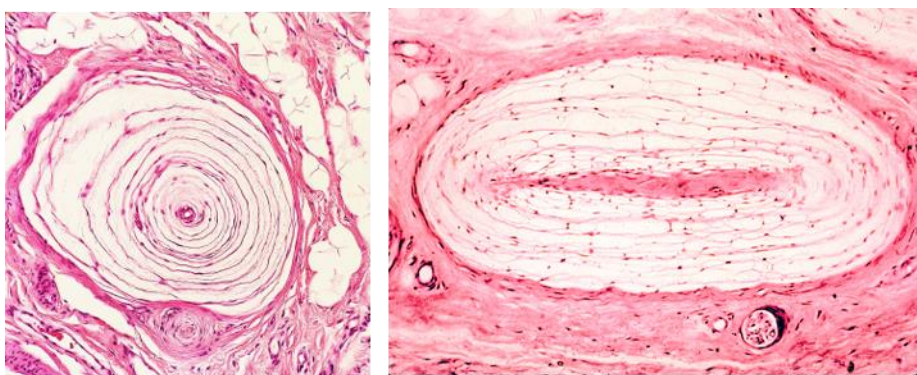


Slika 13. Histološki preparat Ruffinijevih telašaca (78).

Zbog svog niskog praga nadražaja i spore adaptacije na mehanički stres, Ruffinijeva telašca smatraju se i statičkim, kao i dinamičkim receptorima. Oni prenose i informaciju o statičkom položaju zgloba u prostoru, intrartikularnom pritisku, a takođe i amplitudi i brzini rotacije zgloba. Istraživanja su pokazala da su tokom srednjeg opsega obima pokreta kolena najaktivniji receptori koji daju informaciju o poziciji zgloba i pokretu ekstremiteta, a da među njima najviše preovlađuju Ruffinijeva telašca (68,77).

PAČINIJEVA TELAŠKA

Pačinijeva telašca se nalaze u dubljim slojevima kapsule, ukrštenim, meniskofemoralnim i kolateralnim ligamentima, intra i ekstaartikularnim masnim jastučićima kolenog zgloba i medijalnom meniskusu. Kao i kod Ruffinijevih telašaca i ovde je opisano nekoliko morfoloških varijacija. Pačinijeva telašca koja se nalaze unutar zgloba su inkapsulirana, konična i nešto manja u odnosu na one nađene u vanzglobnim tkivima (20-40 μ m širine i 150-250 μ m dužine). Njihov akson ima dijametar od 8-12 μ m (77).



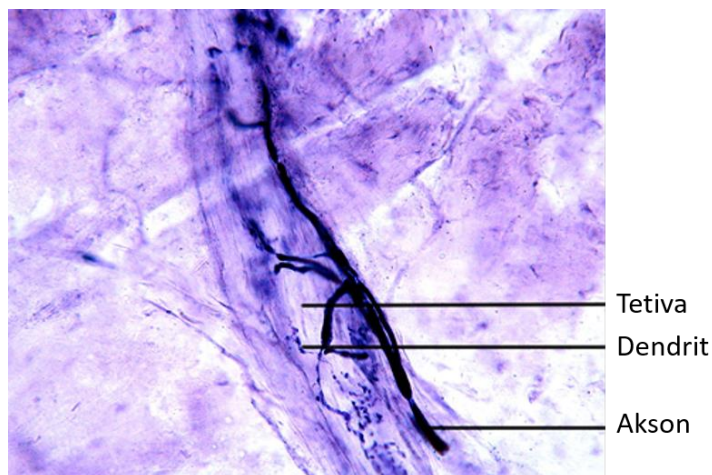
Slika 14. Histološki preparat Pačinijevih telašaca.

<https://goo.gl/QY5FwJ>, <https://goo.gl/GhW8JC>

Pačinijeva telašca imaju nizak prag nadražaja na mehanički stres ali za razliku od Ruffinijevih završetaka, brzo se adaptiraju, čineći ga tipičnim dinamičkim receptorom. Tokom mirovanja i prilikom pokreta sa konstantnom brzinom ona ostaju „nema“. Ukoliko dođe do nagle promene pravca, tj. pri pojavi ubrzanja, u vidu akceleracije ili deceleracije, dolazi do brze aktivacije ovih receptora, gde pokazuju svoju glavnu ulogu (77).

GOLDŽIJEVI TETIVNI ORGANOLIKI ZAVRŠETCI

Goldžijevi tetivni organoliki završeci su identifikovani u ukrštenim i kolateralnim ligamentima i meniskusima. Zajedno sa Rufinijevim završecima pripada grupi tzv. „spray endings“ – receptori sa razgranatim završecima, koji su manje više kontinuiranih morfoloških istih receptora. Najveći intrartikularni receptori su inkapsulirani, fuziformni korpuskuli, čiji akson ima dijаметar od 13-17 μm (77).



Slika 15. Histološki preparat goldžijevih tetivnih organolikih završetaka.

<https://goo.gl/6zXPi9>

Goldžijevi tetivni organoliki završeci su sporoadaptirajući, imaju visok prag nadražaja za mehaničke stimuluse i potpuno su inaktivni u zglobu koji se ne pokreće. Pretpostavlja se da zbog njihovog visokog praga nadražaja, oni reaguju na ekstremni položaju u odnosu na fiziološki obim pokreta (77).

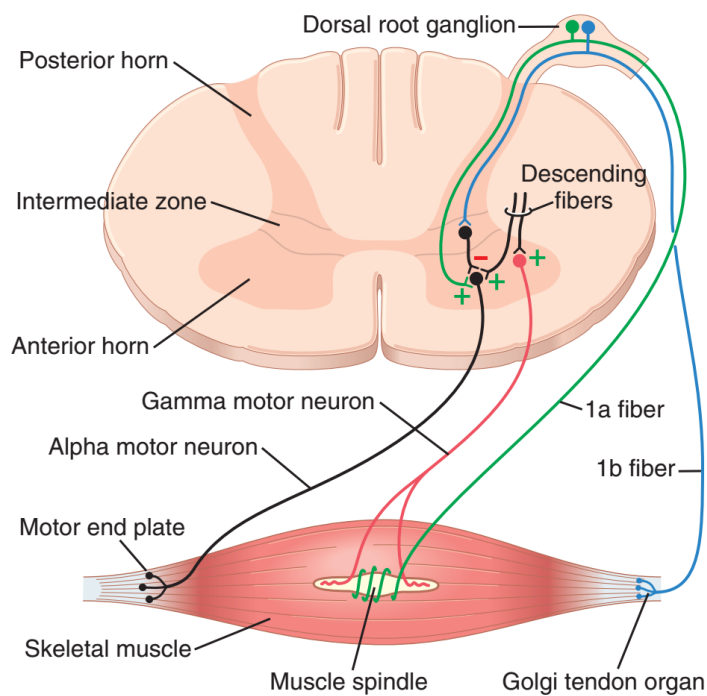
SLOBODNI NERVNI ZAVRŠETCI

Slobodni nervni završetci su široko rasprostranjeni u većini zglobnih struktura. Mogu se naći u zglobnoj kapsuli, gde se ravnomerno rasprostranjeni, ukrštenim ligamentima, i meniskusima gde su i najbrojniji. Građeni su od senzornog aksona dijametra 0,5-5 μm koji može biti bez mijeliskog omotača, zatim perineurijuma i korpuskula. Ultrastrukturno razlikujemo dva tipa ovih receptora koje koreliraju sa grupom II i grupom IV aferenata a međusobno se razlikuju u bar četiri parametra: 1) dužini njihovih distalnih grana, 2) po broju lokacija recepcije na 100 μm dužine aksona, 3) u prosečnoj debljini aksona i 4) strukturi građe ćelije (77).

Veći broj slobodnih nervnih završetaka ostaje nem tokom fizioloških stanja ali postaju aktivni kada su zglobna tkiva izložena deformišućim mehaničkim silama ili hemijskim jedinjenjima. Među slobodnim nervnim završecima nalazi se značajan broj hemoreceptora koji se aktiviraju u prisustvu različitih jona i inflamatornih medijatora npr. serotonin, histamin, bradikinin i prostaglandin. U slučaju postojanja inflamacije ovi receptori postaju osetljiviji na mehaničke stimuluse kao i na pokrete unutar zgloba (77).

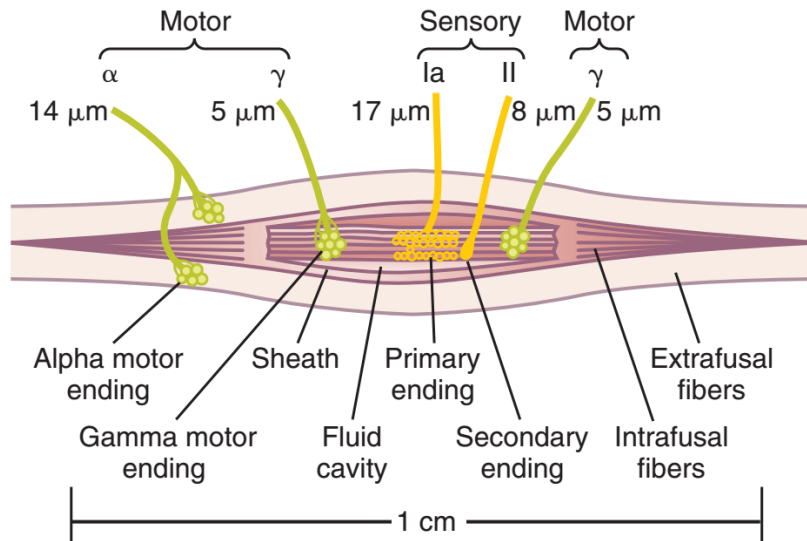
MIŠIČNO VRETENO

Odgovarajuća kontrola mišićne funkcije zahteva ne samo ekscitaciju mišića od strane prednjeg motornog neurona kičmene moždine, već i kontinuiranu povratnu senzornu informaciju iz svakog mišića do kičmene moždine, vezanu za funkcionalni status svakog mišića u svakom trenutku. Da bi pružili ovu informaciju, mišići i njihove tetive su bogato snabdeveni sa dva specijalna tipa senzornih receptora: 1) mišićno vreteno, uglavnom lokalizovano u trbuhu mišića, koji šalje informacije o dužini i brzini promene dužine mišića, i 2) Goldžijev tetivni organ, lokalizovani u mišićnim tetivama, koji šalje informacije o napetosti i brzini promene napetosti mišićnih tetiva (73).



Slika 16. Shematski prikaz inervacije mišića perifernim senzornim vlaknom i prednjim motoneuronom (77).

Svako mišićno vreteno je od 3 do 10 mm dugačko. Napravljeno je oko 3 do 12 malih intrafuzalnih mišićnih vlakana koje su paralelna sa ostalim ektrafuzalnim mišićnim vlaknima i za njih pričvršćena preko glikokaliksa. Svako intrafuzalno mišićno vlakno histološki pripada tipu skeletnih mišića. Međutim, centralni region svakog vlakna - tj. predeo na polovini puta između dva kraja - ima malo ili uopšte nema aktinskih i miozinskih filamenata. Prema tome, centralni deo se ne kontrahuje prilikom kontrakcije krajeva intrafuzalnih vlakana. Umesto toga, ovaj deo funkcioniše kao senzorni receptor. Krajevi vlakana koji se kontrahuju ekscitirani su od strane malih gama motornih nervnih vlakana koji su poreklom od malog A gama motornog neurona smeštenog u prednjim rogovima kičmene moždine. Ova gama motorna nervna vlakna se takođe nazivaju gama eferentna vlakna, za razliku od velikih alfa eferentnih vlakana (tip A alfa nervna vlakna) koja inervišu ektrafuzalne skeletne mišiće (73).



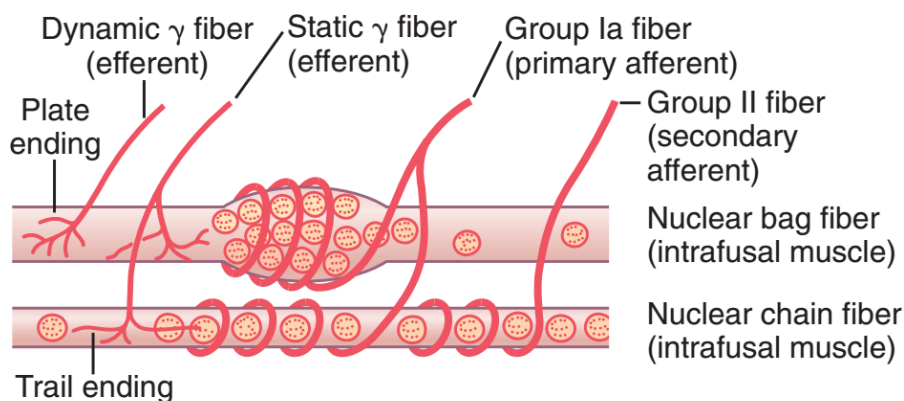
Slika 17. Shematski prikaz mišićnog vretena, njegove motorne i senzorne inervacije, i njegovog odnosa sa velikim ektrafuzalnim mišićnim vlaknima (77).

Centralni deo mišićna vretena predstavlja senzorni receptor. U ovom delu, intrafuzalna mišićna vlakna nemaju aktinske i miozinske kontraktilne elemente. Senzorna nervna vlakna koja prolaze sa centralnih delova su stimulisana istežanjem srednjeg dela vretena. Receptor mišićnog vretena može biti ekscitiran na dva načina: 1) izduživanjem celog mišića istežući srednji deo vretena i na taj način aktivirajući receptor, 2) čak i ukoliko ne dolazi do promene dužine celog mišića, kontrakcijom perifernih delova intrafuzalnih vlakana mišićnog vretena, dolazi do istežanje srednjeg receptornog dela i na taj način aktivirajući ga (73).

Dva tipa senzornih završetaka, primarni aferentni i sekundarni aferentni završetak, mogu biti pronađena u centralnim delovima mišićnog vretena.

Primarni završetak: u centru receptorne površine, veliko senzorno nervno vlakno obmotava sredinu svakog intrafuzalnog vlakna, formirajući takozvani primarni aferentni završetak ili anulospiralni završetak. Nervno vlakno je tipa Ia vlakna u proseku 17 mikrometara u prečniku, i šalje senzorne signale do kičmene moždine brzinom od 70 do 120 m/s (73).

Sekundarni završetak: obično jedno ali ponekad i dva mala nervna vlakna - tip II vlakna prosečna prečnika oko 8 mikrometara - inerviše receptorni region sa jedne ili obe strane primarnog završetka. Sekundarni završetak, koji se naziva i sekundarni aferentni završetak, okružuje intrafuzalna vlakna na sličan način kao i tip Ia vlakno, ali mnogo češće gradi razgranate formacije(73).



Slika 18. Shematski prikaz spoja odgovarajućih nervnih završetaka sa intrafuzalnim mišićnim vlaknima sa jedrima u nizu i vlaknima sa vraćom jedara (77).

Postoje dva tipa intrafuzalnih vlakana mišićnog vretena: 1) mišićna vlakna sa vrećom jedara (od jedne do tri u svakom vretenu) i, 2) mišićna vlakna sa nizom jedara (od tri do devet u svakom vretenu). Primarni senzorni nervni završeci su aktivirani stimulacijom oba tipa intrafuzalnih vlakana, dok sekundarni nervni završeci su najčešće ekscitirani vlaknima sa nizom jedara (73).

Pri sporom istezanju receptornog dela mišićnog vretena, broj impulsa poslatih iz primarnih i sekundarnih završetaka se povećava proporcionalno sa stepenom istezanja i nastavlja da šalju impulse u kontinuitetu nekoliko minuta. Ovaj efekat je nazvan statički odgovor receptora vretena, podrazumevajući aktivaciju oba tipa nervnih završetaka i njihovu neprekidnu aktivaciju u slučaju održanog istezanja mišića (73).

Ukoliko dođe do naglog povećanja dužine receptora vretena, najviše su stimulisani primarni nervni završeci, a ne i sekundarni. Odgovor primarnog nervnog završetka na ovakav stimulus naziva se dinamički odgovor. Drugim rečima primarni nervni završeci izuzetno aktivno i burno reaguju na naglu promenu dužine mišićnog vretena. Čak i pri minimalnoj promeni dužine

receptora vretena, primarni odgovor odašilje ogroman broj impulsa, a čim dođe do prestanka promena dužine receptora broj impulsa se drastično smanjuje na nivo statičkog odgovora koji je neprekidno prisutan u signalu (73).

Gama motorni nervi koji dolaze do mišićnog vretena mogu biti podeljeni u dva tipa: gama-dinamički (gama-d) i gama-statički (gama-s). Prvi od ovih nerava uglavnom stimulišu intrafuzalna vlakna sa vrećom jedara, dok drugi tip nerva većinom stimuliše intrafuzalna vlakna sa nizom jedara. Kada gama-d vlakna aktiviraju mašićna vlakna sa vrećom jedara, dinamički odgovor mišićnog vretena se mnogostruko povećava, dok statički odgovor ostaje nepromenjen. Nasuprot ovom, stimulacija gama-s vlakana uvećavaju odgovor receptora intrafuzalnih vlakana sa jedrima u nizu, poboljšavajući statički odgovor a pritom ne utičući na dinamički odgovor (73).

U normalnim uslovima, dok postoji neka stimulacija gama neurona, mišićna vretena neprekidno šalju impulse. Istezanjem mišićnog vretena dolazi do povećanja broja ispaljenih impulsa, dok skraćanjem vretena dolazi do smanjenja broja ispaljenih impulsa. Prema tome, mišićno vreteno može da šalje do kičmene moždine pozitivne signale (povećan broj impulsa) označavajući da je mišić istegnut, ili negativne signale (smanjenje broja impulsa) označavajući da je mišić opušten (73).

Da bi se razumela važnost gama eferentnog sistema, trebalo bi imati u vidu da 31% svih motornih vlakana koji dolaze do mišića su mala tip A gama eferentna vlakna. Kad god alfa motorni neuron biva stimulisan od strane motornog korteksa ili bilo koje oblasti centralnog nervnog sistema, dolazi i do stimulacije gama motoneurona, a ovaj efekat se naziva koaktivacija alfa i gama motoneurona. Zahvaljujući ovom kad god dođe do kontrakcije ektrafuzalnih skeletnih mišića ujedno dolazi i do kontrakcije intrafuzalnih vlakana mišićnog vretena (73).

Svrha zajedničke kontrakcije je dvojaka: prvo, ona država dužinu receptornog dela mišićnog vretena nepromenljivim tokom kontrakcije celog mišića. Iz ovog sledi da koaktivacija sprečava refleks mišićnog vretena da se suprotstavi kontrakciji celog mišića. Drugo, ona omogućava adekvatno amortizujuću funkciju mišićnog vretena, nezavisno od promene dužine mišića. Ukoliko

ne bi došlo do zajedničke kontrakcije ektrafuzalnih i intrafuzalnih mišićnih vlakana, receptorni deo mišićnog vretena bi ponekad bio ili labav ili pre zategnut, onemogućavajući optimalne uslove za funkciju mišićnog vretena (73).

Jedna od najbitnijih uloga sistema mišićnog vretena je stabilizacija pozicije tela tokom motornih aktivnosti. Tokom fizičke aktivnosti periferni krajevi vretena se kontrahuju, receptorni deo zateže, čime se spušta prag nadražaja receptora. U koliko se ovaj proces dešava u mišićima sa suprotnih strana zgloba, ovi mišići se zatežu, postaju napeti, a njihova funkcija se direktno suprotstavlja na nivou zglobne pukotine. Neto efekat ove pojave je da zglob postaje čvrsto stabilisan, bilo kakva sila koja pokušava da izazove pomeraj zgloba iz trenutne pozicije direktno se suprotstavlja visoko uzbuđenom refleksu istezanja mišića sa obe strane zgloba (73).

SENZORNA INTEGRACIJA I TRANSMISIJA PROPRIOCEPTIVNOG SIGNALA

Smatra se da se veći deo senzornih informacija dospelih iz svih delova tela integriše na nivou kičmene moždine. Integracija predstavlja sumacioni, selekcion i modifikacioni mehanizam koji se dešava kao rezultat različitog kombinovanja ekscitatornih i inhibitornih sinapsi aferentnih neurona (79). Nervna vlakna koje grade sinapse sa aferentnim vlaknima, mogu biti druga aferentna nervna vlakna, ali i descendentna vlakna koja prenosi signale iz viših struktura CNS. Integracija ulaznih informacija iz aferentnih vlakana je neophodna komponenta za koordinisanu, tečnu motornu kontrolu na svim nivoima CNS (80).

Nasuprot nekoliko taktilnih neurona koji direktno putuju do moždane kore bez stvaranje sinapsi (81), mnogi aksoni koji prenose propioceptivne informacije se računaju nakon što uđu u dorzalne robove kičmene moždine da bi stvorili sinapse sa interneuronima. Suština aferentni integracije na spinalnom nivou leži u interneuronima i neuronima vezanih za višeg nivoa CNS. Kontrola ovih neurona, preko silaznih komandi iz moždanog stabla i korteksa, daje ovim centrima sposobnost filtriranja senzornog inputa koje biva prosleđeno ushodnim putevima kroz njih (79). Drugim rečima, supraspinalni region CNS moduliše senzorne informacije koji dolaze sa periferije ushodnim putevima.

Dodatna hipoteza, „hipoteza o konačnom zajedničkom inputu“ je predložena od strane Johannson i kolege (42), i predstavlja dodatni i nadograđujući mehanizam integracije. Hipoteza se bazira na jakom uticaju mišića, kože, receptora zgloba i nishodnih puteva na aktivaciju gama neurona. Periferni regioni interfuzalnih mišićnih vlakana sadrže kontraktilne elemente oživčane gama motoneuronom, čiji nivo aktivacije direktno kontroliše senzitivnost mišićnog vretena. Svi signali koji zasipaju gama motoneuron menjaju nivo aktivacije, a iz toga, direktno utiču na ulazne informacije poreklom iz mišićnog vretena. Pa prema tome, hipotetiše se da aferentni signali iz mišićnih vretena su u funkciji promene mišićne dužine superponiranu preko integrisanih informacija dobijenih iz perifernih receptora nishodnih puteva. U ovom smislu, sistem gama motoneurona može da se smatra kao "premotorni neurointegrativni sistem" koji prenosi "polimodalni feedback" do CNS (42,77).

ULOGA PROPRIOCEPCIJE U MOTORNOJ KONTROLI

Tokom ciljno orijentisanih radnji, moraju da se načine ustupci u cilju adaptacije motornog programa pokreta na promene koje se dešavaju u spoljašnjoj i unutrašnjoj sredini. Ove adaptacije su stimulisane od strane senzornih okidača u okviru pozitivne i negativne povratne sprege. Iako pojedine aferentne informacije dobijene iz tri senzorna izvora (somatosenzorni, vizuelni, vestibularni) se delimično preklapaju, specifična jedinstvena uloga svakog od izvora je takva da ne može u potpunosti da bude kompenzovana od strane preostalih izvora (82).

Uloga propioceptivnih informacija u motornoj kontroli može biti podeljena u dve kategorije. Prva kategorija uključuje ulogu propiocepcije u odnosu na spoljašnju sredinu. Predominantan izvor informacija vezanih za spoljašnju sredinu dobija se pomoću vizuelnog inputa, međutim postoje brojne situacije kod kojih propioceptivni input je daleko brži ili tačniji, ili oba. Za planiranje pokreta pomoć vizuelnog izvora informacija potrebno je izdvojiti svesnu pažnju radi prevazilaženja prepreka spoljašnje sredine, što nije slučaj za propioceptivni sistem. Ova karakteristika je posebno bitna za selektiranje strategije za održavanje posturalne kontrole. Tokom faze planiranja pokreta, slike dobijene preko vizuelnog sistema se koriste radi modelovanja spoljašnje sredine u kojoj će se sam pokret izvršiti. Propriocepcija je neophodna

tokom samog izvršenja pokreta da bi se osvežila pozitivna povratna sprega komandi izvedenih iz vizuelnog sistema (82).

Druga kategorija proprioceptivnih informacija koje igraju ulogu u motornoj kontroli je planiranje i modifikacija unutrašnji generisanih motorni komandi. Pre i tokom izvršenja motorne komande, sistem motorne kontrole mora imati uvid u trenutnu poziciju pa tako i promenu pozicije uključenih zglobova da bi mogao da sagleda složenu mehaničku interakciju komponenti skeletnog mišićnog sistema. Propriocepcija daje najbolje informacije sistemu motorne kontrole o segmetalnom pokretu i poziciji delova tela. Zadatak određivanja nivoa mišićne tenzije potrebno za vršenje pokreta postaje izuzetno složen i važan zadatak sa povećanjem broja uključenih zglobova. Pri svakoj ugaonoj promeni pozicije zgloba dešavaju se promene u mehaničkoj prednosti kraka sile mišića koji prelaze preko istog, tj. do promene tenzije. U cilju koordinisanog pokreta, motorni sistem mora imati krajnji nadzor nad brojnim pokretima koji se dešavaju kao posledica direktne funkcije mišićne aktivacije i indirektno intersegmentalne dinamike (pokret jednog zgloba koji izaziva pokret u drugom). Proprioceptivni sistem daje najveći deo informacija potrebnih za rešavanje problema vezanih sa pokretom(82).

MERENJE PROPRIOCEPCIJE I KLINIČKI ZNAČAJ

Održavanje funkcionalne stabilnosti zgloba preko komplementarnih odnosa između statičkih i dinamičkih uzdi je jedna od glavnih uloga senzomotornog sistema. Senzomotorni sistem obuhvata sve senzorne, motorne, integracione i obradne komponente uključene u održavanje funkcionalne stabilnosti zgloba. Složene interakcije i odnosi između individualnih komponenti senzomotornog sistema umnogome otežavaju merenje i analizu pojedinih karakteristika i funkcija. Čineći stvar još kompleksnijom, brojni kompenzatorni mehanizmi međusobno se prepliću širom ovog sistema (83).

Većina danas dostupnih tehnika merenja procenjuju integritet i funkciju senzomotornih komponenti mereći promenljive perifernih senzomotornih puteva ili konačnog ishoda aktivacije skeletnih mišića, kao i njihovu kombinaciju. Trenutno ne postoji nijedna metoda za direktnu

procenu senzomotornog sistema koja isključuje višu centralnu integraciju i obradne centre CNS (83).

Razvijeno je nekoliko različitih tehnika za merenje svesnih supmodaliteti propriocepcije (osećaj pozicija zgloba (JPS), kinestezije i osećaja sile (tenzije). JPS test meri tačnost replikacije tražene pozicije, koje u odnosu na učešće ispitanika može biti aktivano ili pasivano, koristeći pozicije otvorenog ili zatvorenog kinetičkog lanca. Za procenu ponovljenih uglova koristi se direktno (goniometri, potenciometri, analiza slike ili video zapisa) i indirektno merenje (vizuelno analogna skala). Procena kinestezija se obavlja mereći prag sposobnosti detekcije pasivnih pokreta (eng. threshold to detection of passive motion - TTDPM), ili specifičniji test kojim se pored sposobnosti detekcije praga pasivnog pokreta meri i pravac istog (eng. threshold to detection of passive motion direction - TTDMD). Niske brzine, opsega od 0.5 do 2°/s, se koriste za ciljanje sporo adaptivnih mehanoreceptora, kao što su Ruffinijeva telašca i Goldžijevih organa. Osećaj tenzije (sile) se meri upoređujući sposobnost ispitanika da ponovi snage obrtnog momenta proizvedenu od strane grupa mišića pod različitim uslovima (83).

Ono što je zajedničko za sve trenutno dostupne metode merenja propriocepcije je njihova zavisnost od svesne spoznaje mehanoreceptivnih signala, tj. nemogućnost izolovanog merenja signala iz mehanoreceptora bez centralne integracije i obrade. Upravo iz ovog razloga, ni kvantifikacija signala dobijenih iz pojedinih mehanoreceptora koji bivaju prosleđeni na ascendentne puteve nije moguća (83).

Izvor informacija svesne propriocepcije potencijalno uključuju zglobne, mišićne i kutane mehanoreceptore. Pored toga, vizuelni i auditivni signali mogu da utiču na JPS, TTDPM, i TTDMD. Npr. kada ispitanik vidi poziciju ili pomeranje ekstremiteta (vizuelni) ili kada čuje instrumente koji se koriste za pokretanje zgloba (auditivni) narušavaju donošenje kvalitetnih zaključaka vezane za preciznost same propriocepcije (83).

Ukoliko je poželjno testiranje integriteta kapsularnih mehanoreceptora, odgovarajuća predostrožnost mora da bude preduzeta u cilju smanjenja ili isključivanja mehanoreceptornih

signala poreklom iz kože, npr. stimulacija kožnih mehanoreceptora od strane fiksacionih traka instrumenata (83).

Diskriminacija između mišićnih i zglobnih aferenata nije moguće bez upotrebe složenih metoda i tehnika. Metodi koji se koriste za smanjivanje inputa iz kožnih, mišićnih i zglobnih mehanoreceptora uključuje i upotrebu anestezije i ishemije. Upotreba vibracija je tehnika kojoj se specifično koristi za stimulaciju aferenata mišićnih vretena, menjajući mišićni tonus, i konačno informaciju dobijenu iz mišićnih vretena (83).

Razvijeni su brojni uređaji uključujući komercijalni izokinetički dinamometri, elektromagnetni sistemi praćenja i drugi namenski napravljeni aparati za merenje svesne spoznaje propriocepcije. Tokom merenja, u cilju izolacije traženih zglobnih osećaja propriocepcije, neophodno je isključivanje ili barem smanjenje stimulacije drugih somatosenzornih izvora (audio-vizuelni nadražaji, kožni mehanoreceptori). U tu svrhu se koriste poveske za oči i izolacione slušalice, kao i upotreba pneumatskog „kafa“ (vazdušne manžetne ili poveske), u cilju smanjivanja kožnih senzacija. Elektromagnetski sistemi praćenje pokreta posebno su pogodni jer omogućavaju aktivnu metodu reprodukcije pokreta bez prostornog ograničenja, za razliku od dinamometra koji dozvoljava pokret samo u jednoj ravni (fleksija-ekstenzija). Još jedna prednost ove metode je izbegavanje fiksacije ekstremiteta trakama te smanjenje stimulacije kutanih mehanoreceptora (83).

Poremećaj motorne kontrole usled oštećenja proprioceptivnog osećaja kolena prethodno je dokazan u istraživanjima na pacijentima sa prekidom kontinuiteta prednjeg ukrštenog ligamenta (eng. anterior cruciate ligament, u daljem tekstu ACL)(84–93). U njima je pokazano da prekidom kontinuiteta ACL kolena dolazi do poremećaja JPS zgloba kolena, i da nakon operativnog lečenja, rekonstrukcije ACL, se ne dobija statistički značajna razlika merenih vrednosti JPS u odnosu na zdrave pojedince (88–93).

Izolovani bol u patelofemoralnom odeljku kolena (eng. Patellofemoral pain syndrome - PFPS) je relativno čest fenomen kod osoba sa povredama kolena ili bez njih. Postavlja se interesantno

pitanje da li je bol uzrok poremećaja proprioceptija kolena ili gubitak mehanoreceptora na mestu povrede, npr. prekidu kontinuiteta ligamenta sa posledičnom nestabilnosti kolena. Rezultati dobijeni iz studija vezanih za PFPS su kontradiktorni, dok jedne studije pokazuju da dolazi do poremećaja (94,95), druge studije ukazuju da PFPS i akutni bol prednjeg segmenta kolena ne uzrokuje poremećaj proprioceptije (96–99).

Povreda medijalnog patelofemoralnog ligamenta predstavlja glavni povređen supstrat nakon dislokacija patele. Prethodnim studijama je potvrđeno da nakon povrede ACL dolazi do narušavanja osećaja proprioceptija, dok bol u prednjem segmentu kolena nije dominantan uzrok poremećaja proprioceptije. Iz ovog se može osnovano posumnjati da i nakon luksacija patele tj. ruptуре MPFL dolazi do poremećaja osećaja proprioceptije. U dostupnoj literaturi postoje svega dve studije koje su se bavile merenjem proprioceptivnog osećaja kolena nakon dislokacije patele. Jerosch i Prymka su poredili 30 zdravih ispitanika sa 9 pacijenata sa dislokacijom patele i utvrdili da postoji statistički značajna veća greška u reprodukciji ciljnog ugla kod osoba sa dislokacijom patele, tj. do poremećaja JPS (100). Smith i sar. su merili JPS kod 30 pacijenata sa recidivantnom dislokacijom patele, preoperativno, 6 nedelja, 3 meseca i 12 meseci nakon operacije (rekonstrukcije MPFL), i nisu našli statistički značajne razlike u parametrima proprioceptivnog osećaja kod svih merenja pacijenata u odnosu na zdravu kontrolnu grupu (101).

CILJ ISTRAŽIVANJA

1. Utvrđivanje razlike parametara JPS u zglobu kolena kod zdravih osoba, sportista i osoba sa dislokacijom patele.
2. Određivanje razlike u kvalitetu života kao i nivou fizičke aktivnosti kod zdravih osoba, sportista i osoba sa dislokacijom patele.

HIPOTEZA

1. Postoji statistički značajna razlika u parametrima JPS u zglobu kolena između zdravih osoba, sportista i osoba sa dislokacijom patele.
2. Postoji statistički značajna razlika u kvalitetu života kao i nivou fizičke aktivnosti između zdravih osoba, sportista i osoba sa dislokacijom patele.

KLINIČKA MERENJA

Pod pacijentima sa dislokacijom patele podrazumevane su osobe kod kojih je došlo do lateralnog pomeranja patele izvan patelofemoralnog dela zgloba kolena usled traume različitog nivoa intenziteta.

Pacijenti koji su bili uključeni u istraživanje imali su kliničku ili radiološku potvrdu dislokacije patele, bez prethodnih sličnih povreda.

Kao klinička potvrda podrazumeva se:

- Dislokovana patela za vreme inicijalnog pregleda pacijenta u Ambulanti urgentne dečje hirurgije,
- Anamnestički podatak da je patela stajala upolje od kolena i potvrda odgovarajućim kliničkim testovima (mesto bolnosti kolena, Apprehension test, „Lateral glide“, „J“ znak) za vreme pregleda pacijenta u Ambulanti urgentne dečje hirurgije.

Za radiološku potvrdu uzet je izveštaj pregleda magnetnom rezonancom osobe sa povređenim kolenom, gde je utvrđeno postojanje prekida kontinuiteta MPFL ili disrupcije medijalnog retinakuluma kolena.

Klinički parametri i testovi koji su praćeni u cilju dokazivanja dislokacije patele su:

- Mesto bolnosti kolena – bolnost u predelu medijalne ivice patele, medijalnog retinakuluma i aduktornog tuberikuluma femura ukazuju na povredu MPFL.
- Prisustvo otoka – ekstraartikularni ili intraartikularni (balotman patele pozitivan)
- Lachman test – radi isključivanja povrede prednjeg ukrštenog ligamenta.
- Varus i valgus stres test u poziciji kolena 0° i 30° - radi isključivanja povrede kolateralnih ligamenata kolena i povrede struktura posteromedijalnog odnosno posterolateralnog ugla kolena
- McMurrey i Apley test radi procene moguće povrede meniskusa kolena.

- „Apprehension“ test – test je pozitivan ukoliko pri lateralnom pomeranju patele dolazi do osećaja nelagodnosti ili bola, a ukazuje na prethodnu dislokaciju patele.
- „Lateral glide“– za procenu stabilizacije patele medijalnim strukturama. Ukoliko je pomeranje patele za više od dva kvadranta patele nalaz je pozitivan i ukazuje na povredu medijalnih stabilizatora čašice.
- „Lateral tilt“ – radi procene zategnutosti lateralnog retinakuluma
- „J“ znak – predstavlja fenomen da prilikom terminalnog pokreta ekstenzije zgloba kolena patela se pomera upolje. Pozitivan „J“ znak označava ukazuje na ispad funkcije medijalnih stabilizatora patele ili poremećaja kretanja patele.

Inicijalno u Ambulanti urgentne dečje hirurgije načinjen je RTG osobe sa povređenim kolenom. Postojanje preloma koštanih elemenata zgloba kolena ili postojanje slobodnog zglobnog tela, izuzev avulzije patelarnog pripoja MPFL, predstavljalo je isključujući faktor za studiju. Kod sumnje na povredu ligamentarnih struktura kolena (isključujući MPFL), meniskusa, hrskavice kolena indikovana je magnetna rezonanca kolena. Ukoliko je bila potvrđena povreda ligamentarnih struktura kolena (isključujući MPFL) ili meniskusa, kao i prisustvo slobodnog tela kolena, pacijentkinja je isključena iz daljeg istraživanja.

Nakon dokazane dislokacije patele, postavljena je gipsana imobilizacija tipa tutor u trajanju do tri nedelje. Po završetku imobilizacije kolena, pacijentkinje su upućene na rehabilitacioni tretman u nadležnoj ustanovi. Merenje je sprovedeno nakon završenog inicijalnog rehabilitacionog tretmana, a uključene su pacijentkinje koje mogu da izvedu traženi pokret (0°-90° fleksije kolena) i nemaju subjektivni osećaj bola.

Sva klinička i radiološka merenja bila su izvođena isključivo u cilju dokazivanja dislokacija patele, kao i daljeg lečenja pacijentkinje.

MERENJE JPS

U saradnji sa Fakultetom tehničkih nauka, Departmanom za industrijsko inženjerstvo i menadžment, Odsek mehatronika, merenja su sprovedena na VICON sistemu za analizu pokreta

(©Vicon Motion Systems Ltd. UK registered no. 1801446). Sistem za praćenje pokreta se sastojao iz bazne stanice koju čini kompjuter sa instaliranim softverom („Nexus“) za obradu informacija pristiglih iz 8 kamera tipa T160. Sve kamere su bile smeštene na strani ispitivanog ekstremiteta, na udaljenosti 1,5 m od ispitanice i meren je samo uniplanarni raspored reflektivnih markera. Svaki pojedinačni marker sastojao se od kuglice, prečnika 14 mm, obložene reflektivnim materijalom, koja je bazom pomoću dvostrane samolepljive trake bila zakačena za kožu ispitanice. Upotrebljene su standardizovane pozicije reflektivnih markera za merenje pokreta donjih ekstremiteta, prvi marker u predelu velikog trohantera femura, drugi marker u predelu lateralnog epikondila femura (fiksiran marker) i treći marker u predelu lateralnog maleolusa fibule ispitivane noge.

Pod kinematičkim merenjem podrazumevano je statičko i dinamičko snimanje određenih delova tela, u našem slučaju zgloba kolena ispitanika, video kamerom i obrade slike i video zapisa softverom. Parametri koji su praćeni su apsolutna i relativna greška zadatog ugla fleksije kolena.

Merenje je izvršeno u ležećem, sedećem i stojećem položaju za tri tražena ugla u odnosu na ispitivanu nogu (30°, 45° i 60°).

Ležeći položaj: ispitanica se postavlja na ravan sto, ležeći na stomak, na taj način da stopala prelaze preko ivice stola. Ruke su postavljene prekrštene ispod glave. Veže se povez preko očiju kako bi se isključili vizuelni stimulusi. Pasivnim pokretom koleno ispitanice dovedeno je u traženu poziciju, koja je održan 30 sekundi, poslednjih 5 sekundi ispitanica je aktivno održavala položaj sama. Po isteku vremena od ispitanice je traženo da ispruži koleno i da ponovo zauzme prethodno zadati položaj.

Sedeći položaj: ispitanica su udobno smeštene na stolici sa naslonom (nagib naslona od 70°), sa nogama koje slobodno vise preko ivice stolice. Ruke su bile prekrštene preko grudi. Veže se povez preko očiju kako bi se isključili vizuelni stimulusi. Pasivnim pokretom koleno ispitanice dovedeno je u traženu poziciju, koja je održan 30 sekundi, poslednjih 5 sekundi ispitanica je aktivno

održavala položaj sama. Po isteku vremena od ispitanice je traženo da ispruži koleno i da ponovo zauzme prethodno zadati položaj.

Stojeći položaj: ispitanica su stale na namenski napravljnu platformu, sa leđima ispravljenim i slobodno visećom nogom koja je merena. Kažiprstima obe ruke ispitanica je oslonila na odgovarajući deo platforme tako da podlaktice sa nadlakticama zauzimaju položaj od 90°, u širini ramena. Veže se povez preko očiju kako bi se isključili vizuelni stimulusi. Pasivnim pokretom koleno ispitanice dovedeno je u traženu poziciju, koja je održan 30 sekundi, poslednjih 5 sekundi ispitanica je aktivno održavala položaj sama. Po isteku vremena od ispitanice je traženo da ispruži koleno i da ponovo zauzme prethodno zadati položaj.

UPITNICI

Za procenu kvaliteta života kod dece i adolescenata sa dislokacijom patele upotrebljeni su standardizovani upitnici Kujala i Pedi-IKDC, koji se sastoje od niza pitanja koja se odnose na mogućnost izvođenja svakodnevnih aktivnosti i subjektivnih tegoba koje se javljaju pri izvođenju istih. Da bi odredili nivo fizičke aktivnosti ispitanica upotrebili smo standardizovani upitnik PAQ-A, pomoću kojeg smo prikupili podatke o bavljenju sportom, učešću u nastavi fizičkog vaspitanja i sl.

NAČIN IZBORA, VELIČINA I KONSTRUKCIJA UZORKA

Uzrast ispitanica ove studije je bio između 15 i 17 godina. Ženski pol ove uzrasne kategorije je uzet iz razloga postizanja adekvatne homogenosti uzorka, kao i iz praktičnih razloga jer se dislokacija patele češće javlja kod osoba ženskog pola adolescentskog uzrasta.

Kategoriju sportistkinja činile su ispitanice uzrasta između 15 i 17 godina, koje se aktivno bave sportom – košarkom, barem tri puta nedeljno u trajanju od najmanje godinu dana.

Isključujući faktori:

- Nepopunjen informisani pristanak od strane roditelja

- Želja ispitanika da ne učestvuje ili da bude isključen iz istraživanja
- Klinički ili radiološki nepotvrđena dislokacija patele
- Prisustvo bola u predelu povređenog kolena
- Ukoliko pacijentkinja nije sposobna da izvede potrebne zadatke
- Povrede donjih ekstremiteta (osim luksacije patele), karlice ili kičmenog stuba, koje su zahtevale nošenje imobilizacije ili operativni tretman.
- Udružene dijagnostikovane povrede ligamenata, meniskusa ili hrskavice kolena
- Dijagnostikovane osteohondroze (Morbus Osgood Schlatter, Morbus Sinding Larsen Johanson i dr.)
- Recidivantne distorzije skočnog zgloba (dve i više)
- Dijagnostikovani sindromi ili deformiteti muskuloskeletnog sistema (osim laksiteta zglobova)
- Dijagnostikovane bolesti nervnog sistema
- Dijagnostikovane bolesti endokrinološkog sistema (osim laksiteta zglobova)

Ispitanice su podeljene u tri kategorije, 30 ispitanica kao kontrolna kategorija (ne bave se sportom i nisu imale povredu patele), 30 ispitanica sportista (košarkašica) i 30 ispitanica lečenih zbog dislokacije patele kolena - pacijenti.

REZULTATI

PARAMETARSKA I NEPARAMETARSKA ANALIZA RASPODELA UGLOVA I ODSUPANJA OD ZADATE VREDNOSTI UGLOVA U GRUPI SPORTISTKINJA, KONTROLNIH ISPITANICA I PACIJENTKINJA

PARAMETARSKA I NEPARAMETARSKA ANALIZA RASPODELA UGLOVA I ODSUPANJA OD ZADATE VREDNOSTI UGLOVA U GRUPI KONTROLNIH ISPITANICA

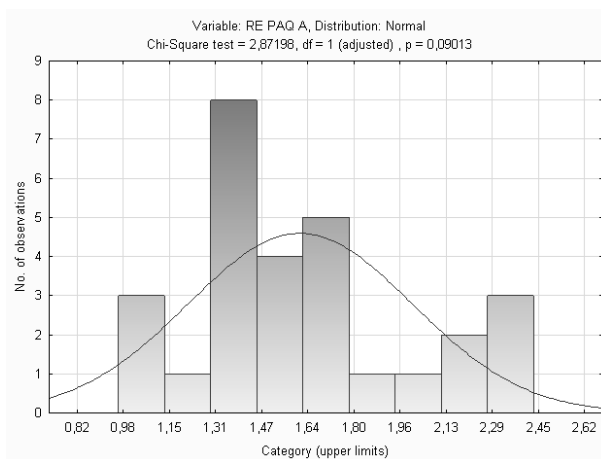
U grupi od 30 kontrolnih ispitanica ustanovljena je srednja vrednost godišta od 16,53 godina, sa standardnom devijacijom od 1,008.

29 ispitanica kontrolne grupe imale su dominantnu desnu nogu, jedna je bila ambidekster.

Raspodele PAQ S u grupi kontrolnih ispitanica je Normalno raspodeljena ($p=0,3323$) sa parametrima:

- Srednja vrednost: 1,6082
- Standardna devijacija: 0,3979

Na narednoj slici su prikazani histogrami i verifikacije navedenih promenljivih PAQ A vrednosti u grupi kontrolnih ispitanica. Verifikacija je izvršena χ^2 testom i pragom značajnosti $p=0,05$.



Grafikon 1. Verifikacije normalnih raspodela PAQ A vrednosti u grupi kontrolnih ispitanica.

U tabeli 1. su dati osnovni parametri, matematičko očekivanje i standardna devijacija raspodela zadatih uglova, koje su ispitanice kontrolne grupe realizovale po opisanom protokolu. Kao i kod

sportistkinja, razlike od zadatih uglova su proračunate jednostavnim postupkom utvrđivanja razlika dobijenih vrednosti i zadatog ugla.

Tabela 1. Matematička očekivanja i standardne devijacije raspodela zadatih uglova i razlika raspodela u kontrolnoj grupi.

Položaj i ugao		Matematičko očekivanje	Standardna devijacija	Verifikovana raspodela
Stojeći	30°	36,64588	5,159386	Normalna
	Razlika	6,64588	5,159386	Normalna
	45°	52,31328	6,549584	Normalna
	Razlika	7,31328	6,549584	Normalna
	60°	66,91886	5,825563	Normalna
	Razlika	6,91886	5,825563	Normalna
Ležeći	30°	36,94402	7,981077	-
	Razlika	6,94402	7,981077	-
	45°	50,65448	8,841798	Normalna
	Razlika	5,65448	8,841798	Normalna
	60°	67,50613	9,482423	Normalna
	Razlika	7,50613	9,482423	Normalna
Sedeći	30°	25,40209	3,888378	Normalna
	Razlika	4,59791	3,888378	Normalna
	45°	39,93478	3,345933	Normalna
	Razlika	5,06522	3,345933	Normalna
	60°	54,75228	4,707514	Normalna
	Razlika	5,24772	4,707514	Normalna

Uticaj godišta, dominantnosti merene noge i vrednosti PAQ A na raspodele svih uglova u svim položajima grupe kontrolnih ispitanica nije ustanovljen primenom analize varijanse.

Skoro sve raspodele uglova i analogna, razlika uglova su verifikovan signifikantnom normalnom raspodelom sa pragom značajnosti od $p > 0,05$ (opet 16 od 18 raspodela su verifikovane kao signifikantne normalne). Verifikacija je izvršena χ^2 testom. Verifikacije su date u priložima. Izostala je jedino verifikacija raspodela uglova i raspodela razlika uglova od 30° u ležećem položaju.

Na osnovu inicijalnog histograma, modom u srednjoj vrednosti i blagom asimetričnim histograma, pretpostavka je da se sa povećanjem broja ispitanika u kontrolnoj grupi pacijentkinja, može očekivati izostala Normalna raspodela. Ustanovljene okolnosti u kontrolnoj grupi pacijentkinja su posledica slučajnosti a na sistemske razlike u tipu raspodele uglova i razlika uglova od 30° u ležećem položaju.

Za testiranje saglasnosti parametara raspodela, primenjen je t-test za zavisne uzorke (isti ispitanici realizuju različite uglove u različitim položajima). Rezultati za kontrolnu grupu ispitanica su prikazani u narednoj tabeli:

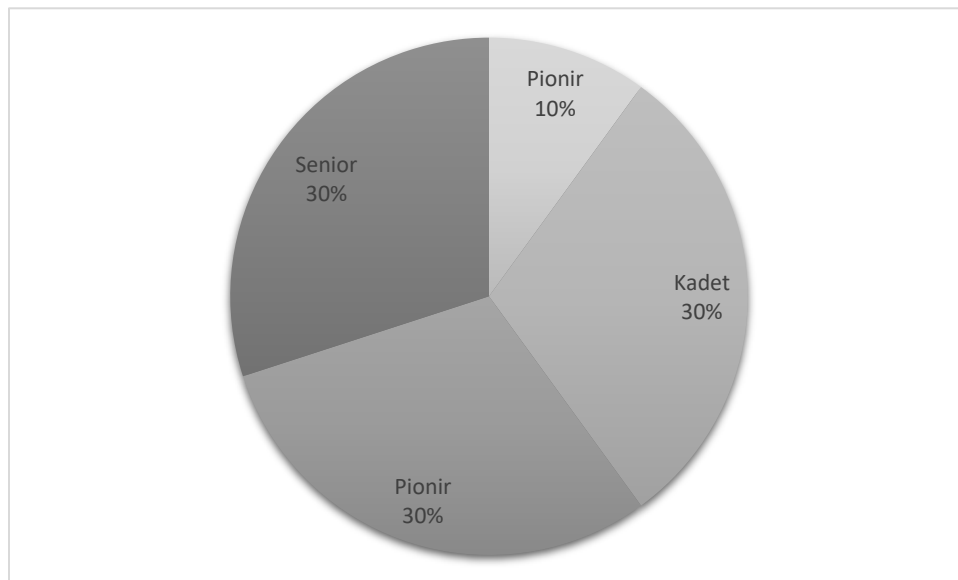
Tabela 2. Rezultati t-testa za zavisne uzorke u kontrolnoj grupi između svih uglova u svim pozicijama.

	Stojeći			Ležeći			Sedeći		
	30°	45°	60°	30°	45°	60°	30°	45°	60°
30°		0,6487	0,7992	0,8669	0,5576	0,5601	0,0713	0,2051	0,2920
45°			0,7926	0,8589	0,4572	0,9337	0,0420	0,1526	0,1952
60°				0,9886	0,4643	0,7377	0,0967	0,1685	0,2782
30°					0,4788	0,7236	0,1405	0,2379	0,2753
45°						0,2309	0,5398	0,7421	0,8302
60°							0,0913	0,1942	0,2239
30°								0,5770	0,4903
45°									0,7956
60°									

Iz tabele 2. je uočljivo da u svega 1 od ukupno 36 testiranih odosa postoje signifikantne razlike. To znači da kod kontrolne grupe ispitanica, kao i kod sportiskinja, ne postoji sistemska propriocepcija između uglova i položaja. U kontrolnoj grupi se ističe jedino raspodela i razlika uglova od 45° u stojećem položaju koja ima signifikantne razlike sa uglom 30° u sedećem položaju!

PARAMETARSKA I NEPARAMETARSKA ANALIZA RASPODELA UGLOVA I ODSTUPANJA OD ZADATE VREDNOSTI UGLOVA U GRUPI SPORTISTKINJA

U grupi od 30 sportistkinja ustanovljena je srednja vrednost godišta od 15,6 godina, sa standardnom devijacijom od 1,406. Konstrukcija uzorka u odnosu na rang takmičenja:



Grafikon 2. Konstrukcija uzorka grupe sportistkinja u odnosu na rang takmičenja.

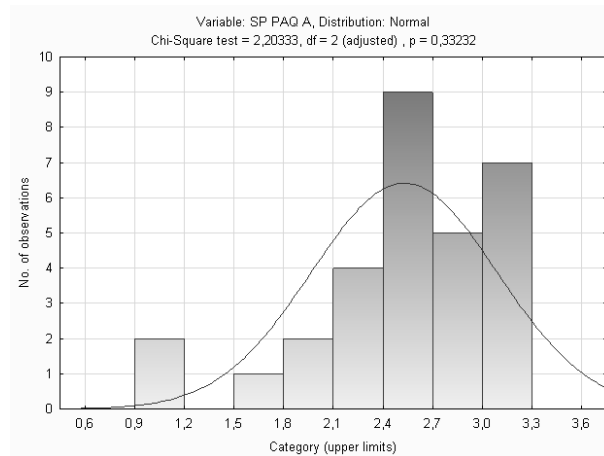
Prosečna vrednost broja nedeljnih treninga bio je 5,67, a dužina sportkosg staža 5,13 godina.

19 ispitanica imale su dominantnu desnu nogu, 8 dominantnu levu nogu i 3 su bile ambidekstrozne.

Raspodele PAQ A u grupi sportistkinja je Normalno raspodeljena ($p=0,3323$) sa parametrima:

- Srednja vrednost: 2,5282
- Standardna devijacija: 0,5598

Na narednoj slici su prikazani histogrami i verifikacije navedenih promenljivih PAQ A vrednosti u grupi sportistkinja. Verifikacija je izvršena χ^2 testom i pragom značajnosti $p=0,05$



Grafikon 3. Verifikacije normalnih raspodela PAQ A vrednosti u grupi sportistkinja.

U tabeli 3. su dati osnovni parametri , matematičko očekivanje i standardna devijacija raspodela zadatih uglova, koje su sportistkinje realizovale po već opisanom protokolu. Razlike od zadatih uglova su proračunate jednostavnim postupkom utvrđivanja razlika dobijenih vrednosti i zadatog ugla.

Tabela 3. Matematička očekivanja, standardne devijacije i raspodela zadatih uglova i razlika u grupi sportistkinja.

Položaj i ugao		Matematičko očekivanje	Standardna devijacija	Verifikovana raspodela
Stojeći	30°	35,09678	4,309613	Normalna
	Razlika	5,09678	4,309613	Normalna
	45°	50,52198	5,230699	Normalna
	Razlika	5,52198	5,230699	Normalna
	60°	67,15193	5,086255	Normalna
	Razlika	7,15193	5,086255	Normalna
Ležeći	30°	35,48235	7,057263	Normalna
	Razlika	5,48235	7,057263	Normalna
	45°	49,64808	7,217439	Normalna
	Razlika	4,64808	7,217439	Normalna
	60°	64,75356	7,051953	Normalna
	Razlika	4,75356	7,051953	Normalna
Sedeći	30°	25,69961	3,060873	-
	Razlika	4,30039	3,060873	-
	45°	40,11333	3,575816	Normalna
	Razlika	4,88667	3,575816	Normalna
	60°	56,08296	3,416604	Normalna
	Razlika	3,91704	3,416604	Normalna

Uticaj godišta, ranga takmičenja, broja nedeljnih treninga, dužine sportskog staža, dominantnosti merene noge i vrednosti PAQ A na raspodele svih uglova u svim položajima grupe sportistkinja nije ustanovljen primenom analize varijanse.

Skoro sve raspodele uglova i analogna, razlika uglova su verifikovan signifikantnom normalnom raspodelom sa pragom značajnosti od $p > 0,05$ (16 od 18 raspodela su verifikovane kao signifikantne normalne). Verifikacija je izvršena χ^2 testom. Verifikacije su date u priložima. Izostala je jedino verifikacija raspodela uglova i raspodela razlika uglova od 30° u sedećem položaju. Ustanovljene okolnosti u grupi sportistkinja su posledica slučajnosti a na sistemske razlike u tipu raspodele uglova i razlika uglova od 30° u sedećem položaju.

Za testiranje saglasnosti parametara raspodela, primenjen je t-test za zavisne uzorke (isti ispitanici realizuju različite uglove u različitim položajima). Rezultati za sportistkinje su prikazani u narednoj tabeli:

Tabela 4. Rezultati t-testa za zavisne uzorke u grupi sportistkinja između svih uglova u svim pozicijama.

	Stojeći			Ležeći			Sedeći		
	30°	45°	60°	30°	45°	60°	30°	45°	60°
30°		0,6657	0,0605	0,7878	0,8187	0,4511	0,8505	0,2526	0,6657
45°			0,1228	0,9764	0,5321	0,5618	0,2476	0,5349	0,1092
60°				0,3039	0,0969	0,0850	0,0078	0,0344	0,0029
30°					0,5029	0,5683	0,4175	0,6272	0,2136
45°						0,9234	0,8166	0,8639	0,5647
60°							0,7539	0,9123	0,4939
30°								0,4133	0,5852
45°									0,1958
60°									

Iz tabele 4. je uočljivo da u svega 3 od ukupno 36 testiranih odosa postoje signifikantne razlike. To znači da ne postoji sistemska propriocepcija između uglova i položaja. Kod sportistkinja je ističe jedino raspodela i razlika uglova od 60° u stojećem položaju koja ima signifikantne razlike sa svim uglovima u sedećem položaju!

PARAMETARSKA I NEPARAMETARSKA ANALIZA RASPODELA UGLOVA I ODSTUPANJA OD ZADATE VREDNOSTI UGLOVA U GRUPI PACIJENTKINJA

U grupi od 30 pacijentkinja ustanovljena je srednja vrednost godišta od 16,10 godina, sa standardnom devijacijom od 1,1242. Sada možemo da zaključimo sledeće odnose godišta:

- Između srednje vrednosti godišta grupe sportistkinja i pacijentkinja nema signifikantnih razlika, što je potvrđeno t-testom za nezavisne uzurke ($p=0,1123>0,05$).
- Između srednje vrednosti godišta kontrolne grupe ispitanica i pacijentkinja nema signifikantnih razlika, što je potvrđeno t-testom za nezavisne uzurke ($p=0,1215>0,05$).

U tabeli 5. su dati osnovni parametri, matematičko očekivanje i standardna devijacija raspodela zadatih uglova, koje su pacijentkinje realizovale po opisanom protokolu. Kao kod sportistkinja i kontrolnih ispitanica, razlike od zadatih uglova su proračunate jednostavnim postupkom utvrđivanja razlika dobijenih vrednosti i zadatog ugla.

Tabela 5. Matematička očekivanja, standardne devijacije i raspodela zadatih uglova i razlika u grupi pacijentkinja.

Položaj i ugao		Matematičko očekivanje	Standardna devijacija	Verifikovana raspodela
Stojeći	30°	32,85942	5,590034	Normalna
	Razlika	2,85942	5,590034	Normalna
	45°	48,53740	7,872519	Normalna
	Razlika	3,53740	7,872519	Normalna
	60°	67,60894	6,123369	Normalna
	Razlika	7,60894	6,123369	Normalna
Ležeći	30°	32,82198	4,256819	Normalna
	Razlika	2,82198	4,256819	Normalna
	45°	48,42819	6,375209	Normalna
	Razlika	3,42819	6,375209	Normalna
	60°	67,34266	8,524635	Normalna
	Razlika	7,34266	8,524635	Normalna
Sedeći	30°	24,29794	3,585145	Normalna
	Razlika	5,70206	3,585145	Normalna
	45°	36,99134	4,164702	Normalna
	Razlika	8,00866	4,164702	Normalna
	60°	52,65011	3,454043	Normalna
	Razlika	7,34989	3,454043	Normalna

Sve ispitanice su imale dominantnu desnu nogu, međutim kod 77% (23 ispitanice) povređena ispitivana noga bila je leva.

Uticaj godišta, vrednosti skora Kujala (75,42), IKDC-Pedi (73,19) i PAQ A (1,64) na raspodele svih uglova u svim položajima grupe pacijentkinja nije ustanovljen primenom analize varijanse.

Sve raspodele uglova i analogna, razlika uglova su verifikovan signifikantnom normalnom raspodelom sa pragom značajnosti od $p > 0,05$. Verifikacija je izvršena χ^2 testom. Verifikacije su date u priložima.

Za testiranje saglasnosti parametara raspodela, primenjen je t-test za zavisne uzorke (isti ispitanici realizuju različite uglove u različitim položajima). Rezultati za pacijentkinje su prikazani u narednoj tabeli:

Tabela 6. Rezultati t-testa za zavisne uzorke u grupi pacijentkinja između svih uglova u svim pozicijama.

	Stojeći			Ležeći			Sedeći		
	30°	45°	60°	30°	45°	60°	30°	45°	60°
30°		0,5686	0,0014	0,9771	0,7304	0,0261	0,0295	0,0002	0,0001
45°			0,0039	0,6101	0,9468	0,0598	0,0121	0,0218	0,0001
60°				0,0002	0,0174	0,8509	0,1771	0,7648	0,7951
30°					0,5700	0,0059	0,0102	0,0000	0,0000
45°						0,0502	0,1104	0,0025	0,0029
60°							0,3243	0,6821	0,9956
30°								0,0015	0,0304
45°									0,3225
60°									

Iz tabele 6. je uočljivo da u 21 od ukupno 36 testiranih odosa postoje signifikantne razlike. To znači da u grupi pacijentkinja postoji sistemska propriocepcija između uglova i položaja.

Treba uočiti da svi uglovi u sedećem položaju ima signifikantne razlike sa uglovima 30° i 45° stojećeg položaja, a da nemaju razlika sa uglom 60° stojećeg položaja.

Donekle slična situacija je i u slučaju ležećeg položaja. Svi uglovi u sedećem položaju se signifikantno razlikuju od 30° ležećeg položaja, a da nemaju razlika sa uglom 60° stojećeg položaja.

Tabela 7. Tabela br. Mehanizam povređivanja i moment povrede pacijentkinja u ispitivanom uzorku

	<i>Broj pacijentkinja</i>	<i>Procentualna zastupljenost u odnosu na ceo uzorak (%)</i>
DIREKTAN	7	23,33
Udarac o nameštaj/predmet	5	16,67
Udarac druge osobe	2	6,67
INDIREKTAN	23	76,67
Uvrtnje kolena	5	16,67
Pad	5	16,67
Ustanak / Spuštanje u čučnj	3	10,00
Nezgodan gaz u hodu	2	6,67
Pri nagloj promeni pravca	3	10,00
Doskok	5	16,67

KORELACIONA ANALIZA

Vrednosti koeficijenta linearne korelacije između svih uglova u svim položajima za svaku pojedinačnu grupu ispitanika dati su u narednim tabelama.

Tabela 8. Koeficijenti linearnih korelacija za sve uglove svih položaja u kontrolnoj grupi

	Stojeći			Ležeći			Sedeći		
	30°	45°	60°	30°	45°	60°	30°	45°	60°
30°	1,0000	0,0954	0,4427	-0,0369	0,2303	0,5379	0,1452	-0,1973	-0,0440
45°		1,0000	0,1380	-0,1968	-0,2099	-0,2097	0,1795	-0,3695	-0,1259
60°			1,0000	0,0541	0,2417	0,3016	-0,1278	-0,1685	-0,2282
30°				1,0000	0,3185	0,5236	0,1112	0,0369	0,2133
45°					1,0000	0,5928	0,0912	-0,0845	-0,0691
60°						1,0000	0,2961	-0,0018	0,1456
30°							1,0000	0,2201	0,3093
45°								1,0000	0,5945
60°									1,0000

Tabela 9. Koeficijenti linearnih korelacija za sve uglove svih položaja u grupi sportistkinja

	Stojeći			Ležeći			Sedeći		
	30°	45°	60°	30°	45°	60°	30°	45°	60°
30°	1,0000	0,3873	0,2557	0,1374	0,2129	0,0365	-0,1772	-0,1716	-0,0136
45°		1,0000	0,4073	0,3228	0,2934	0,3479	0,1427	0,2524	0,3003
60°			1,0000	-0,0093	0,1913	0,2974	0,1698	0,2038	0,2226
30°				1,0000	0,5549	0,5192	-0,0647	0,3648	0,3320
45°					1,0000	0,6513	-0,1087	0,1493	0,3350
60°						1,0000	-0,0565	0,3839	0,3668
30°							1,0000	0,3282	0,3139
45°								1,0000	0,3424
60°									1,0000

Tabela 10. Koeficijenti linearnih korelacija za sve uglove svih položaja u grupi pacijentkinja

	Stojeći			Ležeći			Sedeći		
	30°	45°	60°	30°	45°	60°	30°	45°	60°
30°	1,0000	0,5879	0,2595	-0,0199	-0,1162	-0,0615	-0,0543	0,0916	-0,1125
45°		1,0000	0,5052	0,3326	0,2330	0,1594	-0,0201	-0,0694	-0,0055
60°			1,0000	0,3511	-0,0562	0,4886	-0,1521	0,0447	0,4750
30°				1,0000	0,4672	0,2932	-0,0664	0,0012	0,3174
45°					1,0000	0,0289	-0,0810	0,0096	0,1972
60°						1,0000	0,0852	0,1726	0,5744
30°							1,0000	0,5734	0,3657
45°								1,0000	0,5707
60°									1,0000

Prvo treba uočiti da se unutar jednog položaja javljaju relativno visoke vrednosti koeficijenta linearnih korelacija. Ovi koeficijenti unutar položaja su izdvojeni i u tabelama 8. - 10. naglašeni:

- Za stojeći položaj žutom bojom,
- Za ležeći položaj narandžastom bojom,
- Za sedeći položaj zelenom bojom.

U ovim podgrupama položaja, za sve grupe koeficijenti linearnih korelacija su uvek pozitivni.

Srednje vrednosti su date u tabeli 11. :

Tabela 11. Analiza koeficijenta korelacije.

Položaj	Grupa	Srednja vrednost	Prosečna srednja vrednost
Stojeći	Sportistkinje	0,3501	0,3421
	Kontrolna	0,2254	
	Pacijentkinje	0,4509	
Ležeći	Sportistkinje	0,5751	0,4388
	Kontrolna	0,4783	
	Pacijentkinje	0,2631	
Sedeći	Sportistkinje	0,3282	0,4020
	Kontrolna	0,3746	
	Pacijentkinje	0,5033	

Analiza varijanse srednjih vrednosti ne daje signifikantne razlike u prosečnim srednjim vrednostima unutar položaja ($p=0,1158$). Ipak treba uočiti da unutar položaja najviše vrednosti koeficijenta korelacije postižu ispitanice kontrolne grupe pacijenata. To znači da su načini postizanja uglova u istom položaju

Za dalju analizu, potrebno je naglasiti da korelacije između različitih grupa različitog položaja nemaju sistemski značaj.

U narednim tabelama su date vrednosti pirsonovog testa saglasnosti koeficijenta linearnih korelacija između grupa ispitanica:

Tabela 12. Saglasnosti koeficijenta linearnih korelacija za sve položaje i sve uglove kontrolne grupe i grupe sportiskinja.

	Stojeći			Ležeći			Sedeći		
	30°	45°	60°	30°	45°	60°	30°	45°	60°
30°	0,0000	0,2920	-0,1870	0,1743	-0,0174	-0,5013	-0,3223	0,0257	0,0304
45°		0,0000	0,2693	0,5196	0,5034	0,5576	-0,0368	0,6218	0,4261
60°			0,0000	-0,0633	-0,0504	-0,0042	0,2976	0,3722	0,4508
30°				0,0000	0,2364	-0,0044	-0,1759	0,3279	0,1188
45°					0,0000	0,0585	-0,1999	0,2338	0,4041
60°						0,0000	-0,3526	0,3857	0,2211
30°							0,0000	0,1081	0,0045
45°								0,0000	-0,2521
60°									0,0000

Tabela 13. Saglasnosti koeficijenta linearnih korelacija za sve položaje i sve uglove kontrolne grupe i pacijentkinja.

	Stojeći			Ležeći			Sedeći		
	30°	45°	60°	30°	45°	60°	30°	45°	60°
30°	0,0000	-0,2005	-0,0038	0,1572	0,3290	0,0980	-0,1228	-0,2632	0,0988
45°		0,0000	-0,0979	-0,0098	0,0604	0,1885	0,1628	0,3217	0,3058
60°			0,0000	-0,3604	0,2475	-0,1912	0,3219	0,1590	-0,2524
30°				0,0000	0,0877	0,2260	0,0017	0,3636	0,0146
45°					0,0000	0,6225	-0,0277	0,1397	0,1378
60°						0,0000	-0,1418	0,2113	-0,2076
30°							0,0000	-0,2453	-0,0519
45°								0,0000	-0,2283
60°									0,0000

Tabela 14. Saglasnosti koeficijenta linearnih korelacija za sve položaje i sve uglove grupa sportistkinja i pacijentkinja.

	Stojeći			Ležeći			Sedeći		
	30°	45°	60°	30°	45°	60°	30°	45°	60°
30°	0,0000	-0,4925	0,1832	-0,0170	0,3465	0,5993	0,1995	-0,2889	0,0684
45°		0,0000	-0,3672	-0,5294	-0,4429	-0,3691	0,1997	-0,3001	-0,1203
60°			0,0000	-0,2971	0,2980	-0,1870	0,0243	-0,2132	-0,7032
30°				0,0000	-0,1487	0,2304	0,1776	0,0357	-0,1042
45°					0,0000	0,5639	0,1722	-0,0941	-0,2663
60°						0,0000	0,2109	-0,1744	-0,4288
30°							0,0000	-0,3533	-0,0564
45°								0,0000	0,0238
60°									0,0000

Unutar grupa, istaknut je fenomen signifikantne promene koeficijenta korelacije u grupi pacijentkinja u ležećem položaju. Statistički nalaz upućuje na izrazite promene u grupi pacijentkinja u ležećem položaju za koelacije vrednosti postignutih uglova od uglova od 45° i 60°

Naime koeficijenti linearnih korelacija između postignutih uglova 45° i 60° ležećeg položaja su:

- U grupi sportistkinja $r = 0,6513$
- U kontrolnoj grupi $r = 0,5928$
- U grupi pacijentkinja $r = 0,0289$

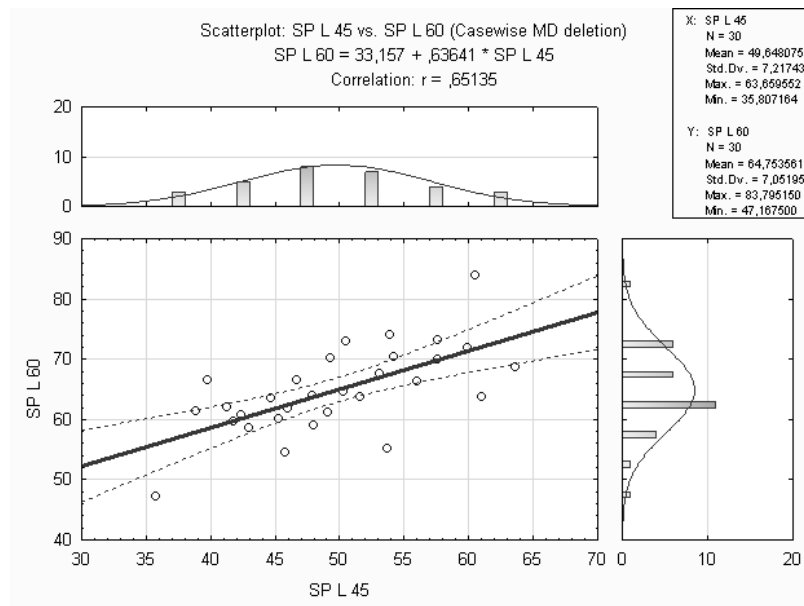
Rezultati Pirsonovog testa su sledeći

- Sportistkinje i ispitanice kontrolne grupe **nemaju** signifikantne razlike u promenama linearnog koeficijenta vrednosti postignutih uglova na 45° i 60°. ($p=0,0584$)
- Sportistkinje i ispitanice pacijentkinja **imaju** signifikantne razlike u promenama linearnog koeficijenta vrednosti postignutih uglova na 45° i 60°. ($p=0,6225$)
- Ispitanice kontrolne grupe i ispitanice grupe pacijentkinja **imaju** signifikantne razlike u promenama linearnog koeficijenta vrednosti postignutih uglova na 45° i 60°. ($p=0,5639$)

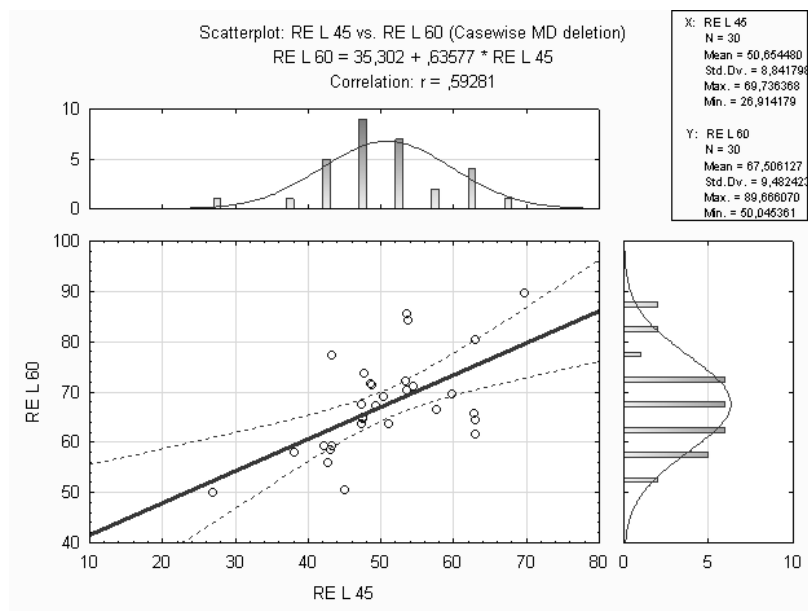
To znači da je sistemska propriocepcija u grupi pacijentkinja ima izraženi poremećaj kvalitativnog tipa u zonama od 45° i 60° u ležećem položaju, tj. uglovi od 45° do 60° u ležećem položaju pacijentkinje postižu na specifičan način koji je verovatno izazvan prethodnom povredom.

Promena načina, moža ali i ne mora da ima signifikantne kvantitativne promene.

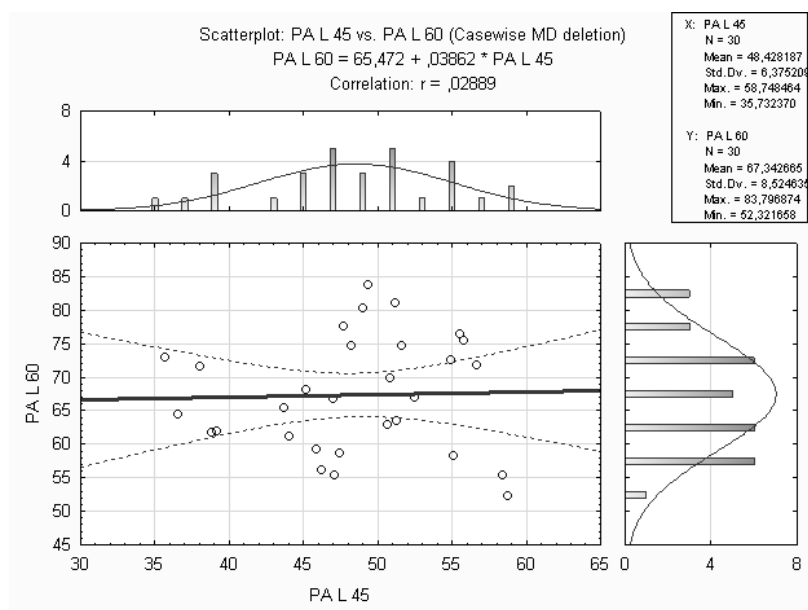
Grafici karakterističnih korelacija u ležećem položaju su dati na sledećim slikama.



Grafikon 4. Korelacija razlika zadatih uglova od 45° i 60° u ležećem položaju u grupi sportistkinja.



Grafikon 5. Korelacija razlika zadatih uglova od 45° i 60° u ležećem položaju u kontrolnoj grupi.



Grafikon 6. Korelacija razlika zadatih uglova od 45° i 60° u ležećem položaju u grupi pacijentkinja.

Iz jednačina linearnih regresija sa Grafikona 21. -23.

- Grupa sportiskinje: $L60 = 33,157 + 0,63641 \cdot L45$
- Kontrolna grupa : $L60 = 35,302 + 0,63577 \cdot L45$
- Grupa pacijentkinja $L60 = 65,472 + 0,03862 \cdot L45$

Uočavamo da je proprioceptivna osnova o kojoj nam govori slobodan član sličan u grupi sportistkinja i kontrolnoj grupi respektivno 33,157 i 35,302. Upravo ovi uglovi su verovatna referentna propriocepcija, tj. prva vrednost u kojoj grupe sportistkinja i ispitanice kontrolne grupe imaju kontrolu nad propriocepcijom.

Takođe, koeficijent uz promenljivu govori o gotovo identičnom proprioceptivnom sistemu grupe sportistkinja i kontrolne grupe, respektivno 0,63641 i 0,63577.

Grupa pacijentkinja proprioceptivnu osnovu traži u višim uglovima zato što je slobodan član jednak 60,472, a ne postoji nikakva veza proporcionalna veza sa uglovima koji su prethodno postizani zbog zanemarljive vrednosti slobodnog člana 0,03862.

Pri tome, ponovo se napominje da korelaciona naliza ima samo kvalitativan značaj, tj ukazuje na proprioceptivni način postizanja ugla a razlike u postignutim numeričkim vrednostima.

TESTIRANJE NEZAVISNIH UZORAKA SVIH POSTIGNUTIH VREDNOSTI TRAŽENIH UGLOVA IZMEĐU GRUPA ISPITANICA

Kako je u prethodnim analizama ustanovljeno da su sve vrednosti svih traženih uglova u svim grupama dominantno raspodeljeni po normalnoj raspodeli, za regularnu statističku komparaciju postignutih uglova možemo primeniti t-test za nezavisne uzorke. Rezultati su prikazani u narednoj tabeli.

Tabela 15. Testiranje odgovarajućih vrednosti postignutih uglova u različitim položajima između ispitanih grupa.

		Sportiste/Kontrolna	Sportiste/Pacijenti	Kontrolna/Pacijenti
Stojeći	30°	0,2119	0,0878	0,0084
	45°	0,2465	0,2548	0,0480
	60°	0,1650	0,7543	0,6563
Ležeći	30°	0,4554	0,0823	0,0154
	45°	0,6309	0,4905	0,2678
	60°	0,2071	0,2050	0,9426
Sedeći	30°	0,7431	0,1088	0,2575
	45°	0,8424	0,0028	0,0037
	60°	0,2152	0,0002	0,0537

Tabela 16. Osnovni parametri Normalnih raspodela razlika uglova po položajima sa naglašenim ustanovljenim signifikantnim razlika t-testa za nezavisne uzorke

		Sportiste		Kontrolna		Pacijenti	
		μ	σ	μ	σ	μ	σ
Stojeći	30°	5,10	4,31	6,65	5,16	2,86	5,59
	45°	5,52	5,23	7,31	6,55	3,54	7,87
	60°	7,15	5,09	6,92	5,83	7,61	6,12
Ležeći	30°	5,48	7,06	6,94	7,98	2,82	4,26
	45°	4,65	7,22	5,65	8,84	3,43	6,38
	60°	4,75	7,05	7,51	9,48	7,34	8,52
Sedeći	30°	4,30	3,06	4,60	3,89	5,70	3,59
	45°	4,89	3,58	5,07	3,35	8,01	4,16
	60°	3,92	3,42	5,25	4,71	7,35	3,45

U slučaju analiza razlika ugla 30° u stojećem položaju između sportistkinja i kontrolne grupe nema signifikantnih razlika. Obe grupe, sportistkinje i kontrolna grupa, imaju signifikantne

razlike u raspodelama razlika sa pacijentima. Već je uočeno da ispitanice sportske i kontrolne grupe imaju prosečan "prebačaj" ugla od 30° za preko 5°. U grupi pacijentkinja prosečna vrednost razlika, prebačaja je 2,86°. Bitna promena je nastala usled "podbačaja" ugla. Ovaj rezultat se ne može tumačiti kao "veća preciznost" u postizanju zadanog ugla zato što je standardna devijacija najveća u grupi pacijentkinja. Ukupni rezultati pacijentkinja pri sedećem položaju za postizanje zadanog ugla odlikuje velika disperzija rezultata. Smanjena srednja vrednost je posledica velikih pozitivnih i negativnih promena pacijentkinja u postizanju zadanog ugla od 30°.

U slučaju analiza razlika ugla od 45° u stojećem položaju, logika je ista kao kod ugla od 30°, sa tim što je disperzija zadanog ugla veća, tj. kod pacijentkinja se može očekivati najveća nepreciznost, tj. najveće oscilacije oko zadanog ugla od 45° koje su naglašene najvećom vrednošću standardne devijacije u stojećem položaju.

U ležećem položaju, postoji ustanovljena razlika za zadata ugao od 30°. Međutim, ovde je interpretacija rezultata značajno različita. Po srednjoj vrednosti i standardnoj devijaciji, a potvrđenoj normalnoj raspodeli, neosporna je najveća preciznost upravo u grupi pacijentkinja koja se značajno razlikuje od kontrolne grupe ($p=0,0154 < 0,05$). Pri tome, ne sme se zanemariti da je odnos raspodele pacijentkinja sa grupom sportistkinja uz tolerantniji prag značajnosti takođe može okarakterisati kao sub-signifikantno različiti ($p=0,0823 < 0,10$). Očigledno da ležeći položaj odgovara pacijentima. Opštu rezervu za ležeći položaj ipak treba sačuvati zbog izraženih disperzija, opšte nepreciznosti u svim grupama za sve zadate uglove.

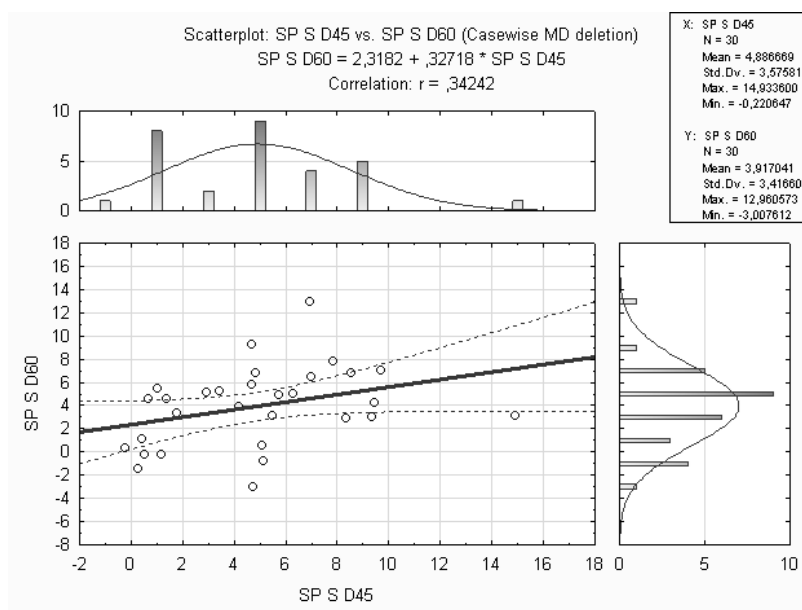
Kritičan slučaj ističu razlike u sedećem položaju za zadati ugao od 45°. U ovom slučaju je izražene signifikantna proprioceptivna nepreciznost pacijenata od 8,01°. Ova signifikantna nepreciznost je ujedno i maksimum nepreciznosti za sve razlike u svim položajima i sve zadate uglove. Raspodela razlika za ugao od 45° kod pacijentkinja se istovremeno razlikuje od raspodele razlika kod sportistkinja ($p=0,0028 < 0,05$) i raspodele razlika kod kontrolnih ispitanica ($p=0,0037 < 0,05$). Istovremeno, između sportistkinja i kontrolnih ispitanica u sedećem položaju za zadati ugao od 45° nema signifikantnih razlika ($p=0,2152$)

Očigledno da je zona od 45° do 60° “kritična. Proprioceptivna nepreciznost pacijentkinja je donekle ublažena. Raspodela razlika za ugao od 45° kod pacijentkinja se razlikuje od raspodele razlika kod sportistkinja ($p=0,0002 < 0,05$) a sa raspodelm razlika kontrolnih ispitanica je za malo izmakla isotvremenoj signifikantnosti ($p=0,0537 \approx 0,05$). Istovremeno, između sportistinja i kontrolnih ispitanica u sedećem položaju za zadati ugao od 45° nema signifikantnoh razlika ($p=0,2152$).

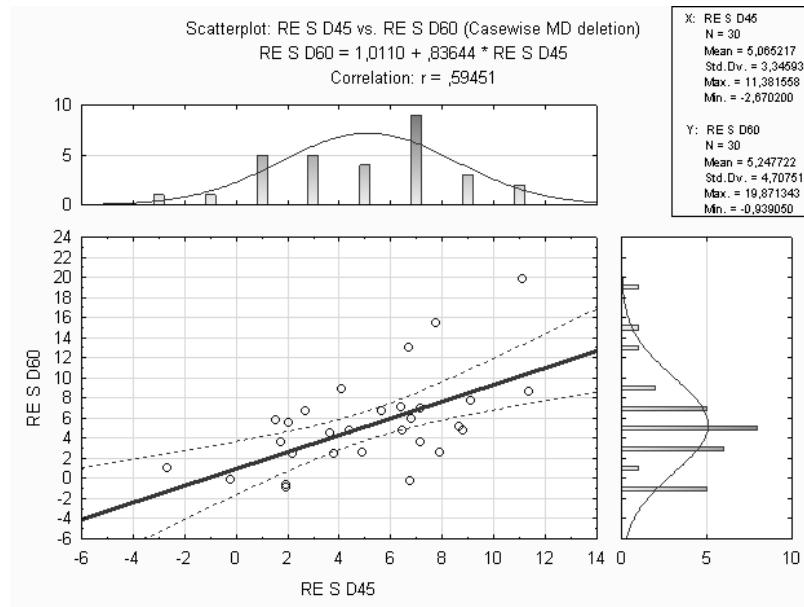
Koeficijenti linearnih korelacija razlika zadatih uglova od 45° i 60° u sedećem položaju imaju vrednosti

1. Od $r=0,3424$, umeren intenzitet korelacije u grupi sportistkinja
2. Od $r=0,5945$, korelacija srednjeg intenziteta u grupi kontrolnih ispitanica
3. Od $r=0,5707$, korelacija srednjeg intenziteta u grupi pacijentkinja

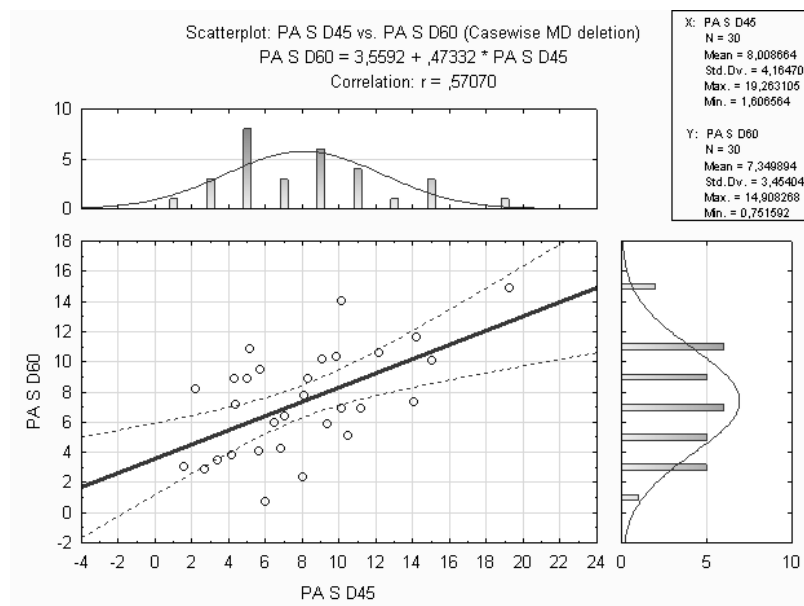
Grafici ovih korelacija sa jednačinom regresionih pravih, vrednostima koeficijenata, marginalnim raspodelama i parametrima raspodela su dati na sledećim slikama.



Grafikon 7. Korelacija razlika zadatih uglova od 45° i 60° u sedećem položaju u grupi sportistkinja.



Grafikon 8. Korelacija razlika zadatih uglova od 45° i 60° u sedećem položaju u kontrolnoj grupi.



Grafikon 9. Korelacija razlika zadatih uglova od 45° i 60° u sedećem položaju u grupi pacijentkinja.

Po Pirsonovom testu nema razlika u vrednostima koeficijenata linearnih korelacija između grupa za razlike zadatih uglova u sedećem položaju. To znači da je “pokret” od 45° i 60° u svim grupama sedećeg položaja izuzetno sličan, te da ustanovljeni poremećaj u grupi pacijentkinja za navedene uglove ima izraziti sistemski značaj!

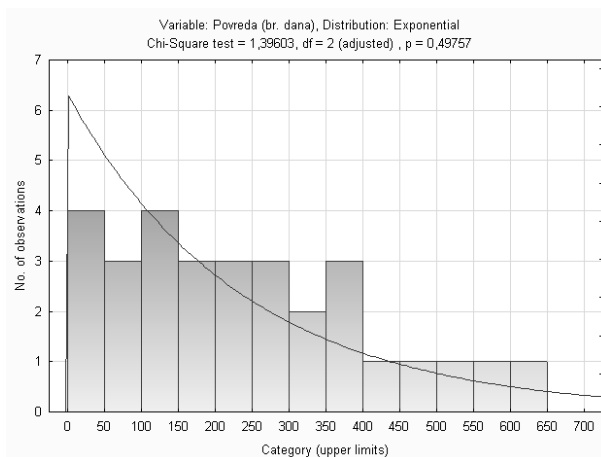
UTICAJ PROTEKLOG VREMENA OD POVREDE NA PROPRIOCEPCIJU

U dosadašnjoj statističkoj analizi je uvažavana isključivo realna vrednost uglova i realna razlika ugla koje ispitanici postižu u odnosu na zadate uglove u svim stavovima. Ovakav analitički pristup je bio neophodan zbog komparacije rezultata između grupa: kontrolne, sportistkinja i pacijentkinja. Realne numeričke vrednosti izmerenih slučajnih promenljivih vrednostojnije interpretiraju biomehaničke odnose zgloba kolena.

Međutim, u slučaju analize perioda posle nastale povrede kolena u kojem pacijenti uspostavljaju novi sistema statičke i dinamičke kontrole položaja kolena, komparativna osnova je nepotrebna (kontrolna grupa i grupa sportistkinja nemaju rehabilitacioni period posle luksacije kolena). Analiza realizovanih uglova i razlika od zadatih uglova u grupi pacijentkinja, u svim stavovima, ima atribut propriocepcije. Merenja postignutih razlika su obavljena u periodu posle povrede. Postizanje zadanog ugla je takođe realna vrednost: dobijene razlike mogu biti negativne i pozitivne. Ali, u slučaju ocene propriocepcije, realne vrednosti (pozitivne i negativne) se mogu numerički kompenzovati i maskirati neke odnose.

Zbog toga će se u longitudinalnoj analizi propriocepcije primeniti apsolutne vrednosti razlika od svih zadatih uglova u svim stavovima koji su postignuti u grupi pacijentkinja. Literaturni pregled podržava ovakav pristup.

Prvo, za sve pacijentkinje, ustanovljena je raspodela proteklog vremena od nastanka povrede. Raspodela je signifikantno Eksponencijalna sa parametrom $\lambda=0,0042$, tj. prosečno oko 238 dana



Grafikon 10. Raspodela broja dana koji su protekli od završetka rehabilitacije do merenja u grupi pacijentkinja (u danima).

Pretvaranje negativnih realnih vrednosti (podbačaja zadatih uglova) u apsolutne vrednosti, značajno menja parametarska i neparametarska i statistička obeležja. U narednoj tabeli su prikazane osnovne parametarske karakteristike, nove raspodele i pragovi značajnosti ustanovljenih raspodela za apsolutne vrednosti:

Tabela 17. Absolutna greška traženih uglova, standardna devijacija i raspodela u grupi pacijentkinja

Položaj i uglovi		Srednja vrednost	Standardna devijacija	Raspodela	Verifikacija
Stojeći	30°	5,1135	3,5577	χ^2	0,4885
	45°	7,5714	3,9520	χ^2	0,6193
	60°	8,2266	5,2324	χ^2	0,5936
Ležeći	30°	4,2482	2,7729	χ^2	0,8202
	45°	6,0226	3,9088	χ^2	0,0716
	60°	9,0094	6,6690	Eksp.	0,6689
Sedeći	30°	5,7021	3,5851	χ^2	0,7775
	45°	8,0087	4,1647	χ^2	0,3133
	60°	7,3499	3,4540	χ^2	0,6302

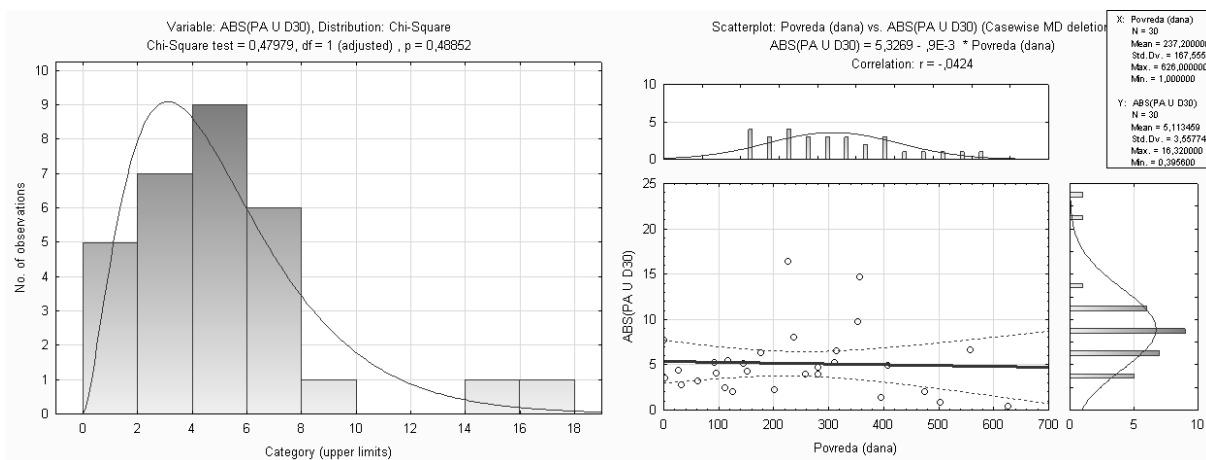
Friedman ANOVA testom je potvrđeno da apsolutne razlike od zadatih uglova 30°, 45°, 60° u stojećem položaju **pripadaju istoj grupi**. Iako su raspodele apsolutnih vrednosti razlika identične (χ^2), između njih nema proprioceptivne sličnosti. Prag značajnosti za međusobnu sličnost je

p=0,0145<0,05. Raspodele apsolutnih razlika od svih zadatih uglova u stojećem položaju grupe pacijentkinja se međusobno razlikuju.

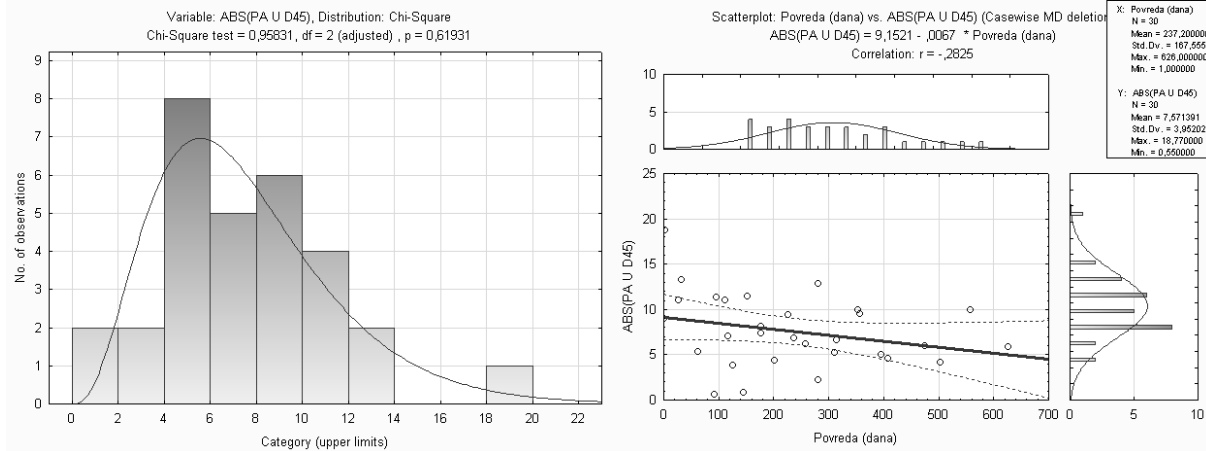
Friedman ANOVA testom je potvrđeno da apsolutne razlike od zadatih uglova 30°, 45°, 60° u ležećem položaju **ne pripadaju istoj grupi**. U ovom slučaju, postoje značajne neparametarske razlike, dve raspodele su χ^2 a jedna je Eksponecijalna. Između njih nema proprioceptivne sličnosti. Prag značajnosti za međusobnu sličnost je **p=0,0118<0,05**. Raspodele apsolutnih razlika od svih zadatih uglova u ležećem položaju grupe pacijentkinja se međusobno razlikuju (*rezultat je bio očekivan jer potvrđuje verifikovane neparametarske razlike u raspodelama*).

Friedman ANOVA testom je potvrđeno da apsolutne razlike od zadatih uglova 30°, 45°, 60° u sedećem položaju **pripadaju istoj grupi**. Iako su raspodele apsolutnih vrednosti razlika identične (χ^2), između njih nema proprioceptivne sličnosti. Prag značajnosti za međusobnu sličnost je **p=0,0202<0,05**. Raspodele apsolutnih razlika od svih zadatih uglova u sedećem položaju grupe pacijentkinja se međusobno razlikuju.

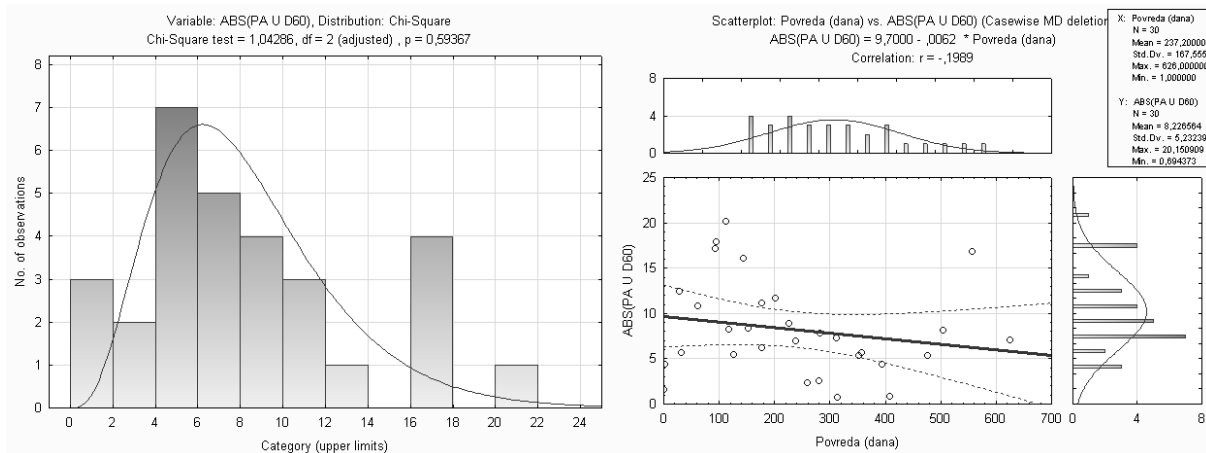
Na narednim slikama su dati parovi koji se odnose na verifikaciju raspodela i linearnu korelaciju svake promenljive (zavisne) od perioda od završetka rehabilitacije (nezavisne):



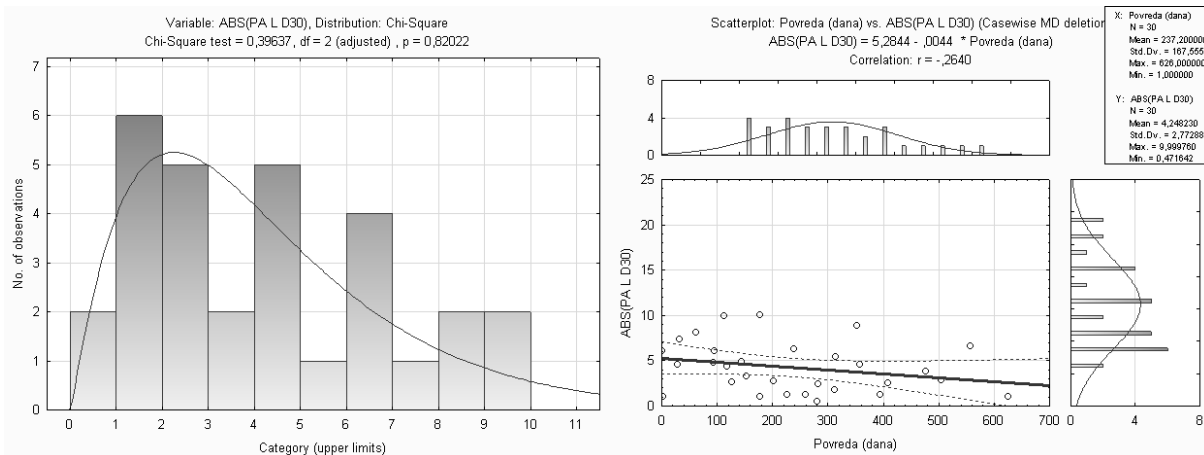
Grafikon 11. Raspodela apsolutne razlike pri zadatom uglu od 30° u stojećem položaju i linearna korelacija proteklog perioda (u danima) i apsolutne razlike zadatog ugla u grupi pacijentkinja.



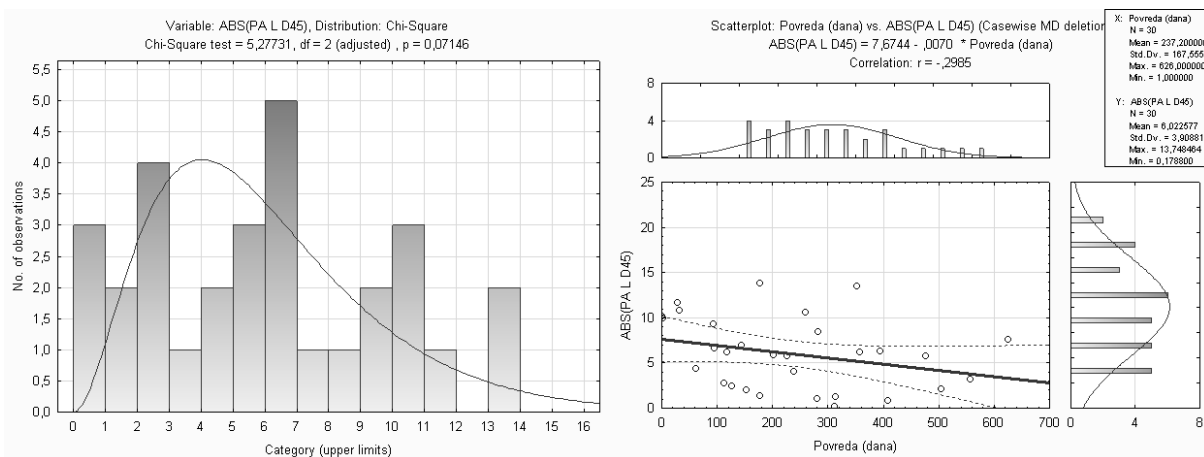
Grafikon 12. Raspodela apsolutne razlike pri zadatom uglu od 45° u stojećem položaju i linearna korelacija proteklog perioda (u danima) i apsolutne razlike zadatog ugla u grupi pacijentkinja.



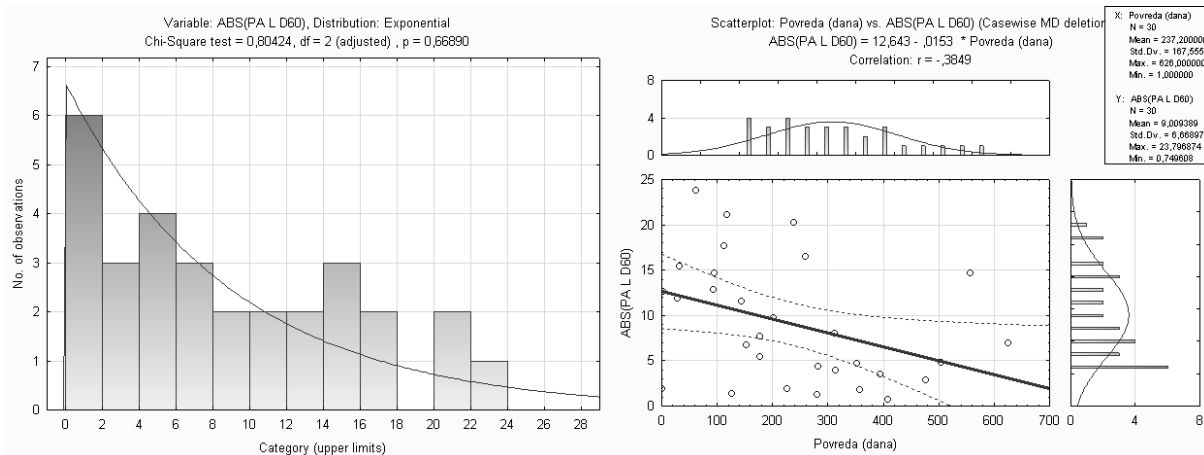
Grafikon 13. Raspodela apsolutne razlike pri zadatom uglu od 60° u stojećem položaju i linearna korelacija proteklog perioda (u danima) i apsolutne razlike zadatog ugla u grupi pacijentkinja.



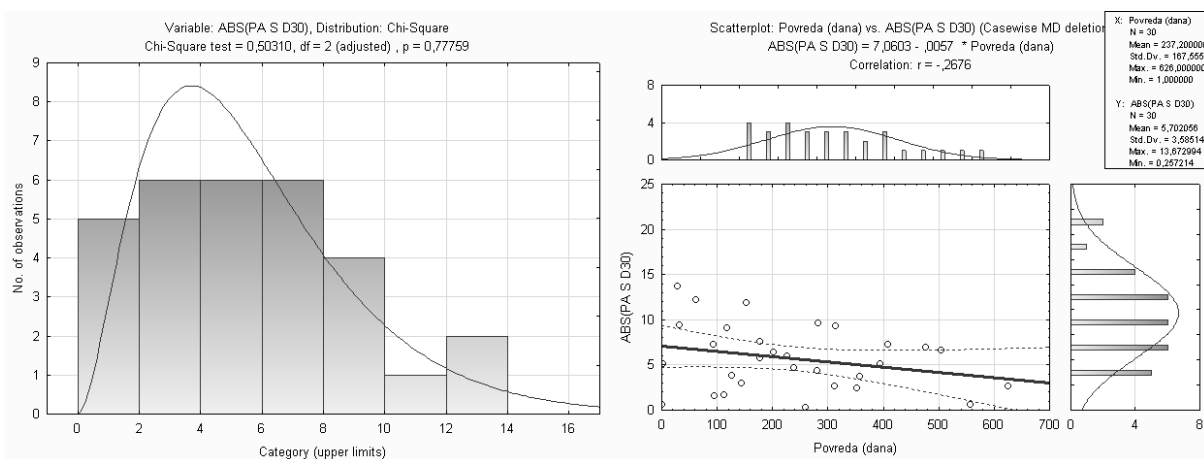
Grafikon 14. Raspodela apsolutne razlike pri zadatom uglu od 30° u ležećem položaju i linearna korelacija proteklog perioda (u danima) i apsolutne razlike zadatog ugla u grupi pacijentkinja.



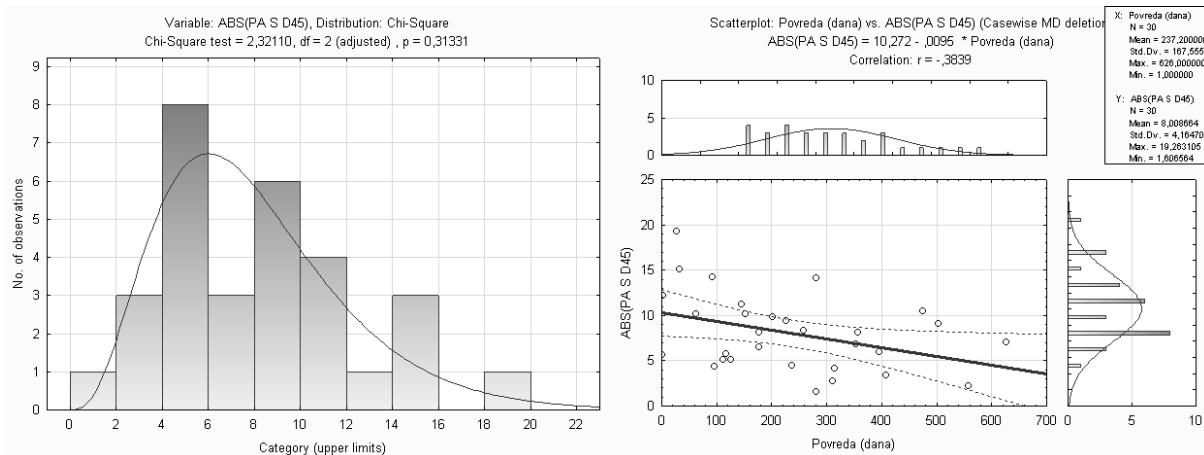
Grafikon 15. Raspodela apsolutne razlike pri zadatom uglu od 45° u ležećem položaju i linearna korelacija proteklog perioda (u danima) i apsolutne razlike zadatog ugla u grupi pacijentkinja.



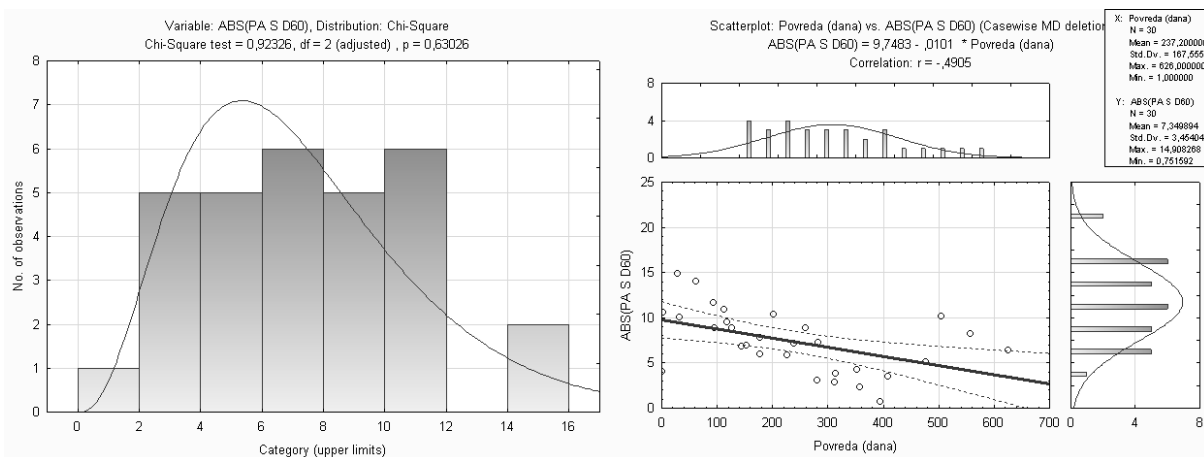
Grafikon 16. Raspodela apsolutne razlike pri zadatom uglu od 60° u ležećem položaju i linearna korelacija proteklog perioda (u danima) i apsolutne razlike zadatog ugla u grupi pacijentkinja.



Grafikon 17. Raspodela apsolutne razlike pri zadatom uglu od 30° u sedećem položaju i linearna korelacija proteklog perioda (u danima) i apsolutne razlike zadatog ugla u grupi pacijentkinja.



Grafikon 18. Raspodela apsolutne razlike pri zadatom uglu od 45° u sedećem položaju i linearna korelacija proteklog perioda (u danima) i apsolutne razlike zadatog ugla u grupi pacijentkinja.



Grafikon 19. Raspodela apsolutne razlike pri zadatom uglu od 60° u sedećem položaju i linearna korelacija proteklog perioda (u danima) i apsolutne razlike zadatog ugla u grupi pacijentkinja.

Na skoro svim prikazima linearnih korelacija je tendencija pada apsolutnih vrednosti razlika od zadanog ugla, što znači da se sa vremenom propriocepcija u grupi pacijentkinja popravlja i da su razlike apsolutnih vrednosti od zadanog ugla vremenom manje: svi koeficijenti linearne korelacije imaju predznak „-“.

Za procenu vremena postizanja normalizacije osećaja pozicije zgloba kolena, korišćen je heuristički metod kontinualne analize varijanse. Svaka promenljiva apsolutnih razlika je podeljena na dva skupa po faktoru vremena „D“. Apsolutne vrednosti zadanog uglova su proačunavane za vreme manje od „D“ (prvi skup) i vreme veće od „D“ (drugi skup). Rezultati od 150 dana sa sukcesivnim povećanjem za 50 dana su dati u tabeli 18.

Tabela 18. Kontinualna analiza varijanse za procenu uticaja proteklog vremena na propriocepciju.

Položaj i uglovi		Granično vreme analize varijanse u danima D					
		150	200	250	300	350	400
Stojeći	30°	0,2636	0,3536	0,8433	0,9249	0,9493	0,1358
	45°	0,4243	0,2484	0,3342	0,3854	0,5592	0,3708
	60°	0,0320	0,0326	0,0177	0,1247	0,3376	0,7803
Ležeći	30°	0,0417	0,0492	0,1024	0,6077	0,7203	0,4493
	45°	0,1500	0,1954	0,2830	0,1871	0,7691	0,1864
	60°	0,0071	0,0326	0,0140	0,0234	0,0441	0,2733
Sedeći	30°	0,6344	0,1972	0,1981	0,2981	0,2402	0,5429
	45°	0,0070	0,0202	0,0473	0,0597	0,2834	0,3641
	60°	0,0005	0,0018	0,0009	0,0018	0,0269	0,6372

Iz tabele se vidi da je propriocepcija za postizanje uglova od 30° u svim položajima, i pri uglu od 45° u stojećem položaju ostale nepromenjene posle povrede.

Detaljnije analizirajmo ustanovljene signifikantne razlike na 200-tom danu:

- Za ugao od 60° u stojećem položaju do 200. dana apsolutna vrednost razlike je $10,37^\circ$ a preko 200 dana je $6,34^\circ$. Dankan testom je potvrđena razlika sa $p=0,0326$.
- Za ugao od 30° u ležećem položaju do 200. dana apsolutna vrednost razlike je $5,3038^\circ$ a preko 200 dana je $3,32466^\circ$. Dankan testom je potvrđena razlika sa $p=0,0492$.
- Za ugao od 60° u ležećem položaju do 200. dana apsolutna vrednost razlike je $11,7502^\circ$ a preko 200 dana je $6,6111^\circ$. Dankan testom je potvrđena razlika sa $p=0,0327$.
- Za ugao od 45° u sedećem položaju do 200. dana apsolutna vrednost razlike je $9,4761^\circ$ a preko 200 dana je $6,7246^\circ$. Dankan testom je potvrđena razlika sa $p=0,0202$.
- Za ugao od 60° u sedećem položaju do 200. dana apsolutna vrednost razlike je $9,3332^\circ$ a preko 200 dana je $5,6145^\circ$. Dankan testom je potvrđena razlika sa $p=0,0018$.

Iza tebele je očigledno da se:

- Propriocepcija za postizanje ugla od 60° u stojećem položaju u potpunosti se uspostavlja posle 250 dana. Ova propriocepcija nema signifikantnih razlika sa propriocepcijom koju se postižu sa kontrolnom grupom i grupom sportistkinja.
- Propriocepcija za postizanje ugla od 30° u ležećem položaju u potpunosti se uspostavlja posle 200 dana. Ova propriocepcija nema signifikantnih razlika sa propriocepcijom koju se postižu u grupi sportistkinja, ali je signifikantno bolja od propriocepcije u kontrolnoj grupi!
- Propriocepcija za postizanje ugla od 60° u ležećem položaju u potpunosti se uspostavlja posle 350 dana. Ova propriocepcija nema signifikantnih razlika sa propriocepcijom koju se postižu u grupi sportistkinja, ali je signifikantno bolja od propriocepcije u kontrolnoj grupi!
- Propriocepcija za postizanje ugla od 45° u sedećem položaju u potpunosti se uspostavlja posle 250 dana. Ova propriocepcija je signifikantno lošija od propriocepcije

koju se postižu u kontrolnoj grupi i grupi sportistkinja (realna razlika je signifikantno veća)!

- Propriocepcija za postizanje ugla od 60° u sedećem položaju u potpunosti se uspostavlja posle 350 dana. Ova propriocepcija je signifikantno lošija od propriocepcije koja se postižu u grupi sportistkinja, ali iako veća nema signifikantnih razlika u kontrolnoj grupi.

Konačno zaključujemo: **za potpuni „povratak“ maksimalne propriocepcije je potrebno preko 350 dana (oko jedne godine).**

Kritičan ugao je 45° u sedećem položaju. Maksimalna propriocepcija se postiže na oko 250 dana od završetka rehabilitacije, međutim, pacijenti nikada ne postižu propriocepciju koju imaju kontrolna i sportska grupa, njihove realne razlike od zadatog ugla od 45° u sedećem položaju su signifikantno veći bez obzira na rehabilitaciju i protekli period, tj. oštećenja su trajna.

Luksacija patele je veoma onesposobljavajuća povreda koja je vezana za populaciju u rastu i razvoju. Incidenca prve dislokacije patele u dečijoj populaciji iznosi od 29 do 43 na 100.000 dece i adolescenata, izazvana najčešće indirektnim mehanizmom uvrtnja kolena (102–104). Nakon prve povrede između 15% - 44% pacijenata doživi i sledeću sličnu povredu ,tzv. recidivantnu luksaciju patele ili nestabilnost patelofemoralnog zgloba (102–104). Sa svakom epizodom nestabilnosti, pacijent može da razvije ili da pogorša postojeću povredu hrskavice sa krajnjim rezultatom u vidu artritisa patelofemoralnog zgloba (103,105,106). Radi prevencije ove teške komplikacije poslednjih godina posvećena je značajna pažnja faktorima rizika koji mogu da doprinesu pojavi recidivantne dislokacije patele.

Pojava dislokacije patele u mlađem uzrastu prepoznat je kao značajan faktor rizika za nastanak nestabilnosti patelofemoralnog zgloba. Ova činjenica nije u potpunosti razjašnjena, pošto težina trohlearne displazije, obima povrede medijalnih uzdi, i drugih karakteristika displastičnog zgloba su ravnomerno raspoređene u svim uzrasnim kategorija (103,107).

Najveća incidenca lateralne luksacije patele je u drugoj deceniji života. Osobe ženskog pola u uzrasnoj kategoriji od 10 do 17 godina su najpodložnije prvoj, kao i posledičnoj recidivantnoj luksaciji patele (108,109). Balcarek i sar. u svojoj studiji su pokazali da postoji značajno veća šansa, od čak 11,2 puta, za pojavu recidiva, u slučaju da se prva luksacija desi pre 16 godina života (110). Lewallen i sar. navode da sa svakom godinom života, dolazi do smanjenja rizika od recidiva luksacije patele za 8%, a posle četrdesete godine života pojava recidiva nije zabeležena (111).

Hronološki uzrast pacijenta ne govori nam o biološkoj starosti skeleta. Skeletna zrelost se određuje pomoću radioloških snimanja starost se procenjuje na osnovu otvorenosti fiza distalnog dela butne kosti i proksimalnog dela tibije. Ukoliko su fize otvorene ili u fazi zatvaranja, ali ne zatvorene, smatra se da je pacijent skeletno nezreo. Ovi pacijenti imaju 2,2 puta veću šansu za pojavu rekurentne nestabilnosti čašice u odnosu na pacijente sa zrelim skeletom (103,105,111).

Tradicionalno je prihvaćeno da se lateralna luksacija patele češće dešava kod ženskog pola (108,109,112), međutim novije studije nisu uspele da pokažu statistički značajnu razliku u javljanju ove povrede među polovima (107,110,111,113).

Mi smo naše istraživanje koncipirali na tradicionalnom shvatanju da se luksacije čašice dešavaju kod osoba ženskog pola u drugoj deceniji života. Uzorak povređenih sačinjavao je 30 pacijentkinja sa prvom luksacijom čašice kolena, uzrasta od 15 do 17 godina (srednja vrednost 16 godina). Ovakav uzorak smo izabrali iz praktičnih razloga jer smo očekivali da upravo u ovakvoj polno i starosnoj konfiguraciji bude najviše osoba sa luksacijom čašice. U daljem ispitivanju ova grupa pacijentkinja je bila poređena sa dobno i polno odgovarajućom grupom od po 30 ispitanica ne-sportista (prosečne starosti 16,5 godina) i sportista (prosečne starosti 15,57 godina).

Opšte je prihvaćeno da se dislokacija čašice dešava kod mladih fizički aktivnih osoba (4,108,109,113,114). Waterman i sar. su sprovedi jednu od najvećih epidemioloških studija vezanih za iščašenje čašice kod pacijenata koji su se javili u ambulante urgentne medicine u Sjedinjenim Američkim Državama svih uzrasnih kategorija. Njihovi podaci su pokazali da se više od 50 procenata iščašenje dešavaju tokom sportske aktivnosti, a najzastupljeniji u celom njihovom uzorku od sportova su bili košarka (11,8%), fudbal(6,9%), američki fudbal (6,3%) i trčanje (3,9%)(113). Interesantan podatak su dobili Fithian i sar. da kod devet procenata pacijenata prva luksacija patele je vezana za plesnu aktivnosti (108). Ograničenje ovih studija je u tome što na osnovu dostupnih podataka nisu bili u mogućnosti da izračunaju frekvencu i rizik od povrede tokom fizičke aktivnosti kod određenih sportova. Mitchell i sar. su ovaj nedostatak prevazišli, i dobili podatak da je ženska gimnastika sport kod koga se dešava najčešće povreda tipa luksacija patele, i to češće tokom sportskih takmičenja gde incidenca iznosi 13,31 na 100000 atletskih ekspozicija, za razliku od svakodnevnih treninga gde je 4,57 na 100000 atletskih ekspozicija. Sport koji je na drugom mestu po frekvenci ove povrede je američki fudbal, sa incidencom tokom takmičenja od 10,80 na 100000 atletskih ekspozicija (112). Studija Mitchell i sar. je pokazala da su srednjoškolski sportisti izloženi sličnom riziku od iščašenje čašice pri svakoj atletskoj ekspoziciji, u odnosu na opštu populaciju gde je ista vrednost rizika od iščašenja ali na

godišnjem nivou (112). Pojava iščašenje čašice tokom aktivnosti koje ne spadaju u sportske se javlja u oko 20%-25% pacijenata (109,113). Ova povreda u opštoj populaciji najčešće je rezultat ne kontaktnog, valgus-fleksija-spoljašnja rotacija mehanizma kolena sa stopalom fiksiranim za podlogu tokom nagle promene pravca ili pivotiranja oko povređene noge (4,109,115). Mitchell i sar. dobili su podatak da kod aktivnih sportista, koji su zadobili luksaciju čašice tokom bavljenja sportom, bio zastupljeniji direktan mehanizam povređivanja (59,3% pacijenata), najčešće prilikom kontakta igrač sa igračem (36,8% pacijenata) (112). Pored toga zastupljenost direktnog mehanizma veća je kod sportista muškog pola, za razliku od ženskog pola gde je prevaga indirektnog mehanizma. Autori objašnjavaju ovu pojavu time da je kod osoba ženskog pola zastupljenost hiperlaksiteta zglobova i predisponirajućih anatomskih faktora veća u odnosu na muški pol, što čini ih podložnijim indirektnom mehanizmu luksacije čašice. S druge strane, učešće osoba muškog pola je veća u kontaktnim sportovima u odnosu na osobe ženskog pola, izlažući ih više kontaktnim povredama. Isto tako proporcionalno veća zastupljenost povređivanja kod osobe muškog pola direktnim kontaktom između igrača, sugerise da anatomske faktori igraju manje važnu ulogu u odnosu na intenzitet same povrede (112). Ovakvi podaci se direktno kose sa podacima dobijenih iz studija opšte populacije.

U našem uzorku nasumično je uključeno 30 pacijentkinja koje su se javile sa luksacijom patele u Ambulantu urgentne hirurške službe. Njih 25 (83,3%) su se pre povrede bavile rekreativno sportskim aktivnostima (do tri puta nedeljno), i to različitim plesovima 13 pacijentkinja (52%), odbojkom 6 (24%), a košarkom, gimnastikom i ostalim sportskim aktivnostima po dve pacijentkinje (8%). Većina pacijentkinja je zadobila povredu tokom svakodnevnih ili školskih aktivnosti (83,3%), od toga 23 indirektnim (76,6%) i 7 direktnim mehanizmom (23,3%). Najzastupljenije mesto nastanka povreda je bio boravak kod kuće i u školi (25 pacijentkinja, 83,3%).

Interesantno je da je pet pacijentkinja (16,7%) zadobilo iščašenje čašice tokom sportske aktivnosti koja nije vezana za sport koji su trenirali (tri pacijentkinje tokom plesa, 10%, i dve tokom školske gimnastike, 6,7%), indirektnim mehanizmom, pri doskoku.

Naši rezultati vezani za način i mehanizam povređivanja delimično se poklapaju sa rezultatima prethodnih autora. U našem uzorku preovladava pojava luksacije patele pri svakodnevnim životnim aktivnostima, čak 83,3%, dok su se ostale povrede javile pri sportskim aktivnostima, što je direktno u koliziji sa prethodnim autorima, kod kojih oko jedne četvrtine pacijenata je zadobilo luksaciju patele pri nesportskim aktivnostima (4,108,109,113,114) . Međutim, sam mehanizam povrede u 76,67% pacijenata bio je indirektan, što se slaže sa autorima studija koje su obuhvatile opštu populaciju (4,109,115).

Anamnestički podaci u vidu prethodne luksacije patele trenutno zahvaćenog kolena, nestabilnost čašice kontralateralnog kolena, kao i porodična sklonost ka ovoj vrsti povrede, značajno utiču na dalje planiranja toka lečenja. Podatak o postojanju prethodne luksacije čašice ima najveću prediktivnu vrednost za buduću nestabilnost patelofemoralnog zgloba. Pacijenti kod kojih se dobija podatak da im ovo nije prva luksacija tog kolena, imaju sedam puta veći rizik od ponavljanja epizode nestabilnosti, za razliku od osoba kod kojih je to prvo iščašenje (108). Šansa za nastajanje recidivantne nestabilnosti čašice je tri puta veća kod osoba sa dislokacijom patele kontralateralnog kolena. Kao što na osnovu podataka o postojanju kontralateralnog iščašenja čašice može da se predvidi pojava hronične nestabilnosti trenutno povređenog kolena, slično, postojanje faktora rizika u trenutno povređenom kolenu mogu da ukažu na mogućnost javljanja luksacije čašice u trenutno nepovređenom kontralateralnom kolenu (103,110). Studija Christensen i sar. pokazala je da postojanje displazije trohlee i visoko postavljene čašice u trenutno povređenom kolenu povećava devet puta rizik od nastajanja kontralateralne nestabilnosti za svaku gorepomenutu anomaliju. Autori objašnjavaju ovakav nalaz simetričnom građom oba patelofemoralna zgloba, pa prema tome sve anatomske promene koje su uslovile nastajanje iščašenja čašice trenutno zahvaćenog kolena, postoje, i povećavaju rizik od nastajanja nestabilnosti čašice kontralateralnog kolena (116). Šansa za razvoj kontralateralne nestabilnosti je šest puta veća kod pacijenata sa recidivantnom luksacijom čašice u poređenju sa onim koji nemaju recidiv trenutno zahvaćenog kolena (108). Zbog ovako značajne prediktivne moći, obostrano iščašenje čašica uvršteno je kao jedan od značajnih faktora rizika.

Kod naših pacijentkinja, u 17% slučajeva (5 pacijentkinja), prva luksacija čašice kolena nastala je na bazi prethodne luksacije čašice kontralateralnog kolena. Ovo je značajno veći procenat u odnosu na studiju Christensen i sar. kod kojih se posledična kontralateralna dislokacija desila u svega 4,3% pacijenata (116). Ovu razliku objašnjavamo time što je naš uzorak isključivo sačinjen od osoba ženskog pola, uzrasta od 14 do 17 godina, kod kojih se očekuje povećana sklonost ka ovoj vrsti povrede.

U nama dostupnoj literaturi nismo našli da postoji statistička razlika u odnosu na stranu povređene noge (desna ili leva) (110). Sve pacijentkinje u našem uzorku su imale dominantnu desnu nogu. Interesantno je da 23 pacijentkinje ili 76,7% su se javile zbog povrede čašice levog kolena koje im je ujedno i bila nedominantna noga. Ovakav podatak može da nam ukaže na značajnost neuromišićne komponente lokomotornog sistema, međutim u generalizaciji rezultata treba biti oprezan jer je uzorak relativno mali i ograničen na ispitanice uske starosne kategorije.

Intenzitet traume u momentu iščašenja čašica predstavlja značajan faktor koji utiče na prognozu i dalji tok lečenja ove povrede. Kod sportista muškog pola prevashodno se javlja pri uticaju veće sile, kao što je direktni kontakt između igrača tokom fizičke aktivnosti ili direktan udarac sa unutrašnje strane čašice, i nisu posledica narušenih anatomskih odnosa unutar kolena. S druge strane, dislokacija patele nakon trivijalne traume i bez velike sile, kao što su šetnja, džoging, ples, plivanje ili vožnja bicikla, češća je kod osoba ženskog pola, i najčešće ukazuje na neku anatomsku anomaliju patelofemoralnog zgloba ili generalizovan laksitet zglobova (105,112,117).

Obzirom na pojavu luksacija čašice u našem uzorku prilikom traume manjeg intenziteta u svakidašnjim aktivnostima, a tako i preovladavanje indirektnog mehanizma povređivanja, slažemo se sa stavovima autora koji navode da postoji mogućnost da je uzrok ove povrede, kod osoba ženskog pola i mlađoj uzrasnoj dobi, anatomska predispozicija i/ili laksitet zglobova (105,112,117).

Najčešći anatomske faktori rizika kako za prvu tako i za recidivantnu luksaciju čašice grubo su podeljeni na glavne (displazija trohlee, visoko postavljena čašica, povećano TT-TG odstojanje,

lateralni „tilt“ čašice) i sekundarne faktore (oblik čašice, valgus deformitet kolena, rekurvatum kolena, oslabljen VMO, generalizovan laksitet zglobova, „Q“ ugao, hipoplastični spoljašnji kondil butne kosti, preterana unutrašnja torzija butne kosti, preterana spoljašnja torzija golenjače) (118). Glavni faktori rizika često se vide kod osoba sa luksacijom čašice i imaju najveću individualnu prediktivnu vrednost za razvoj recidiva i neuspešnog toka lečenja (103,105,107,118–120). Pacijenti koji se javljaju sa patelofemoralnom nestabilnosti poseduju u kombinaciji demografske i patoanatomske faktore rizika različite težine i frekvencije. Neke od ovih kombinacija imaju potencijalno veći efekat na pojavu recidivantne nestabilnosti i ishoda lečenja nakon povrede. Sa tim ciljem, razvijeno je nekoliko klasifikacionih sistema koji nam omogućavaju lakše donošenje odluke o načinu lečenja pacijenata. Trenutno su u upotrebi dva klasifikaciona sistema, WARPS/STAID klasifikacija i "Patellar Instability Severity Score" (ISS)(105,110,121,122).

Naša studija nije obuhvatila praćenje patoanatomskih faktora koji utiču na pojavu prve luksacije patele niti na pojavu recidiva.

Lečenje pacijenata sa prvom luksacijom čašice isprepletano je sa brojnim nejasnoćama, i u dobrom delu zavisi od samih pacijenta, imajući u vidu njihovu potrebu i njihove zahteve. Kao prvu stepenicu u okviru donošenja odluke o toku lečenja je da li se odlučiti za konzervativnom pristup ili hiruršku intervenciju. Postizanje dobrih rezultata nakon operativnog lečenja patelofemoralnog zgloba zahteva motivisanog pacijenta, iziskuje velike napore od strane pacijenta u cilju vraćanja adekvatne mišićne funkcije. Ovaj problem pogotovo se ogleda u najmlađim uzrasnim kategorijama kod kojih je teško postići adekvatan stepen saradnje. U najnovijoj multicentričnoj "Cochrane" studiji medicine zasnovane na dokazima, koja je upoređivala operativno i neoperativno lečenje primarne luksacije čašice, nisu ustanovljene razlike u konačnom ishodu lečenje između ova dva modaliteta (123,124).

Neoperativni način lečenja lateralne luksacije patele je često i široko upotrebljavan modalitet lečenja primarne povrede. Nažalost, u dostupnim literaturi detaljna intervencija koja se podrazumeva pod konzervativnim načinom lečenja i ishod toka lečenje nakon iste, je retko opisana. Nakon zadobijene luksacije čašice potrebno je načiniti repoziciju iste natrag u

patelofemoralni zglob, u što kraćem vremenskom periodu. Ovim postupkom pacijent se obezboljava a takođe se i smanjuje rizik od daljeg osteohondralnog oštećenja zglobni površina čašice i butne kosti. Od ovog koraka pa nadalje, postoje slabi dokazi i konsenzus o načinu sprovođenja konzervativnog tretmana primarne luksacije čašice. Čitav spektar protokola, od onih gde se odmah nakon povrede započinje mobilizacija povređenog kolena bez bilo kakvih imobilizacija, pa do onih koji podrazumevaju nošenje gipsane imobilizacije u položaju ekstenzije tokom šest nedelja (125). Imobilizacija kolena u ekstenziji bi mogla da stvori bolje uslove za zarastanje povređenih medijalnih uzdi čašice. Međutim, treba imati u vidu da prolongirana imobilizacija povećava rizik od nastajanja kontrakture kolena, slabosti mišića kao i gubitka propriocepcije (126). Kod većine pacijenata upotrebljava se kratak period nošenja imobilizacije, uz što raniji oslonac (koji toleriše pacijent) potpomognut štakama (125,127,128).

U našoj studiji, mi smo se pridržavali gore pomenutog protokola, da nakon zadobijene povrede pacijentkinjama je postavljena gipsana longeta tipa „tutor“, uz dozvoljeni hod sa štakama i punim osloncem. Dužina nošenja imobilizacije u našem uzorku kretala se od jedne do sedam nedelja, (prosečno 2,3 nedelje). Nakon skidanja gipsane imobilizacije pacijentkinje su upućene u nadležnu ambulantu radi sprovođenja rehabilitacionog tretmana. Rehabilitacioni tretman se sprovodio u cilju smanjivanja tegoba, vraćanja obima pokreta i jačanje muskulature povređenog kolena, prosečnog trajanja 2,1 nedelje (opseg 0 - 6 nedelja), nakon čega su pacijentkinjama data uputstva o vežbama koje su bile sprovođenje u kućnim uslovima bez nadzora stručnog lica.

Problem sa kojim smo se mi susreli, a koji je opisan u literaturi, predstavlja neujednačenost sprovođenja rehabilitacionog tretmana u odnosu na ustanovu u kojoj se izvode, kao i nedostatak jasnih protokola rehabilitacija pacijenata sa iščašenjem čašicom - tip terapije, frekvenca, opterećenje pri vežbama, potreba za nekom vrstom imobilizacije/ortoze (104). Na osnovu današnjih shvatanja patelofemoralne nestabilnosti, razvijaju se protokoli koji uključuju terapijske vežbe usmerene ka jačanju QPS-a, odnosno specifično VMO, kao i jačanju centralne muskulature (karlice, trbuha i leđa) u cilju sprečavanja recidivantne nestabilnosti. Mnogi autori naglašavaju značaj dinamičkih vežbi koje za cilj imaju popravljjanje šeme pokreta, konkretno valgus kolena i

unutrašnjeg uvrtnja kukova. Upravo ove proprioceptivne i neuromuskularne vežbe predstavljaju osnovu rehabilitacionog procesa kod ovih pacijenata u kasnijoj fazi (129). Ovakav konzervativni tretman teoretski bi trebalo da usaglasi neuromišićni sistem postižući dinamičku stabilnost angažovanjem mišićna grupa kao što su gluteusi, QPS, hamstringsi i mišići lista. Relativni značaj postizanja bolje neuromišićne kontrole i proprioceptije u cilju prevencije daljih iščašenja čašice nije poznat (104,124,130).

Pojam proprioceptija obuhvata nekoliko komponenti, osećaj pozicije zgloba (JPS), osećaj brzine, pravca kretanja, i dejstva sile. Proprioceptivni osećaj je poreklom iz mehanoreceptora mišića, zglobne kapsule, tetiva, ligamenata i kože. Pokret stimuliše ove mehanoreceptore dovodeći do pojave svesne proprioceptije koja nam je potrebna za izvođenje kako svakodnevnih aktivnosti, tako i fizički zahtevnih, sportskih aktivnosti. Međutim, povrede i patološki procesi mogu da oštete mehanizam povratne sprege ovog sistema, dovodeći do lošije motorne kontrole tog dela tela i samim tim povećavajući šansu od povrede. Uvođenjem rehabilitacionih programa koji su napravljeni u cilju poboljšanje proprioceptije pokazali su da daju klinički bolji ishod i smanjenju frekvencu povređivanja (84,85,94,95,100,86–93).

Merenje JPS predstavlja najčešće upotrebljavan metod merenja proprioceptije kolena, a njena procena se postiže korišćenjem različitih mehanizama. Za procenu JPS koriste se različite metode, snimanja uglova fotografijom ili video-zapisom, upotreba elektrogoniometra kao i upotrebom stolice osposobljene za merenje uglova i ugaonog opterećenja ekstremiteta. U literaturi praktično je podjednako zastupljena procena proprioceptije upotrebom izokinetičkog dinamometra, tj. stolice osposobljene za merenje uglova i ugaonog opterećenja (131,132,141–144,133–140), i analizom fotografskog ili video zapis (94,98,152–155,99,145–151).

U našem istraživanju mi smo se odlučili za procenu JPS upotrebom sistema za analizu video zapisa. Ovu metodu smo izabrali kako bi smanjili dodir aparature sa kožom, koja sama po sebi predstavlja proprioceptivni organ. Takođe, sam način izvođenja je relativno jednostavan i omogućava laku adaptaciju metode kliničkoj primeni u okviru ambulantnih pregleda. Osim toga najnoviji radovi pokazuju vrednost metode video zapisa u odnosu na izokinetički dinamometar,

kako zbog optimalnog okruženja ispitanika i potreba oprema, tako i zbog preciznosti i verodostojnosti dobijenih rezultata (153). Reflektivni markeri su bili pozicionirani na taj način da imitiraju merenje ugla kolena pomoću standardnog goniometra; prvi 2 cm od vrha i u centru masiva velikog trohantera, drugi na spoljašnji epikondil butne kosti, i treći 2 cm od vrha i u centru spoljašnjeg gležnja. Prethodna istraživanja su koristila četiri reflektivna markera, tri na gore opisanim pozicijama i još jedan dodatni u predelu glavice lisnjače (146–148,156,157). Ovakvim rasporedom dobijaju se dve prave koje se seku i zaklapaju ugao kolena. Novija istraživanja opravdavaju upotrebu pozicija reflektivnih markera na način kao što smo mi upotrebili (137,145,152–154,158). Izbacivanjem jednog markera (u predelu glavice lisnjače) se postiže slična preciznost merenja, uz brže postavljanje eksperimenta i manju mogućnost pojave greške usled neadekvatno postavljenih markera. Nedostatak ovako postavljenog eksperimenta je u tome što je smanjena preciznost u odnosu na ostale metode usled mobilnosti kože koja se nalazi ispod markera. Iako je preciznost merenja vrednosti ugla fleksije kolena smanjena, greška sistema je konstantna, zbog čega tokom izračunavanja vrednosti odstupanja između zadatog i postignutog ugla fleksije kolena dolazi do poništavanja sistemske greške, a dobijena vrednost precizno oslikava kvalitet osećaja pozicije zgloba kolena. Opseg dobijenih vrednosti greške osećaja pozicije zgloba u ispitivanim grupama kreće se u opsegu od 3,92° pa do 7,47° za zdrave populacije, i 3,39° do 8,05° za pacijentkinje sa povredom kolena, što je u saglasnosti sa dostupnom literaturom koji su ispitivanja vršili sličnom metodom (94,98,153–155,145–152).

U dostupnoj literaturi od pregledanih 40 originalnih naučnih radova, čak u dvadeset i osam ispitivanje je izvedeno upotrebom sedećeg stava ispitanika u okviru analize propiocepcije, od toga u 24 rada korišten je isključivo ovaj stav bez poređenja sa drugim (94,98,140–144,146,148,149,152,153,131,154,155,159–163,132–134,136–139). Ova odluka o postavci eksperimenta najverovatnija je bila uslovljena dostupnom opremom, tj. većina autora su imali na raspolaganju izokinetički dinamometar, što im je omogućavalo da pored osećaja pozicije zgloba kolena, koji predstavlja statički kvalitet propiocepcije, da izmere i osećaj pomeranja kolena (TTDPM) i osećaj opterećenja, dinamičke komponente propiocepcije. I pored toga svega nekolicina autora je prednost ovog sistema upotrebila za merenje dinamičke propiocepcije

(132,135,136,159,162). Zbog malobrojnosti radova koji upoređuju osećaj pozicije zgloba kolena u odnosu na stav ispitanika, mi smo se odlučili za upoređivanje stojećeg, ležećeg i sedećeg stava u svakoj od ispitivanih grupa ponaosob. Prilikom testiranja u stojećem stavu, replikacija zadatog ugla izvođena je pokretima otvorenog kinetičkog lanca (OKC), tj. sa nogom koja je slobodno visila pored tela, i to u pravcu fleksije zgloba kolena prema natkolenici. Ovakav način testiranja smo izabrali radi lakšeg upoređivanja sa naredna dva stava koja su takođe izvođena pokretom otvorenog kinetičkog lanca. U malom broju radova koji su ispitivali osećaj pozicije kolena u uspravnom stavu, korišten je pokret zatvorenog kinetičkog lanca (CKC), sa obe noge oslonjene na podlogu, a ispitivanje je vršeno tako što je od ispitanika traženo da postigne čučanj određene dubine (96,145,147,151,164,165). Od ovih istraživanja, dva su poredila pokrete otvorenog kinetičkog lanca (ležeći stav) i zatvorenog kinetičkog lanca (uspravan stav), gde je pokazano da pri izvođenju pokreta zatvorenog kinetičkog lanca dolazi do manje greške JPS (145,147). Ovu pojavu autori objašnjavaju stimulacijom receptora ne samo zgloba kolena već i susednih regiona, aktivirajući veći broj receptora iz kojih se dobija opsežnija informacija o poziciji ekstremiteta u celini, potencijalno maskirajući deficit JPS u samom kolenu. Za razliku pokreta CKC, pokreti otvorenog kinetičkog lanca ciljaju prevashodno mehanoreceptore u kolenu, čineći ih pogodnijim za ispitivanje JPS kolena, i našim izborom za dalje ispitivanje.

Protokol merenja osećaja pozicije kolena najčešće se sastojao iz pasivnog pozicioniranja kolena u traženu poziciju, a nakon zadržavanja iste u kraćem vremenskom intervalu, aktivnu reprodukciju traženog ugla. Spori pasivni pokreti se koriste za postavljanje i vraćanje iz traženog ugla da bi se smanjila mogućnost prepoznavanja ugla od strane ispitanika pomoću naznaka tokom pokreta. Zbog ove pojave, prethodna istraživanja su pokazala da ispitanici mogu da kompenzuju deficit osećaja pozicije zgloba pogotovo kada se pozicioniranje vrši velikom brzinom ili aktivnom metodom (148,166). Smatra se da pri aktivnoj reprodukciji dolazi do veće aktivacije mehanoreceptora kolena a samim tim i boljim osećajem pozicije istog, izbegavajući na taj način lažno negativni rezultat (131,132,153,159–162,136,140,141,146–149,152). Od ovakve metode istraživači su uglavnom odstupali zbog opreme koje su imali na raspolaganju ili postavke eksperimenta koji je podrazumevao merenje JPS sa kolenom u opterećenju (86,133–

135,138,139,151,163,164,167). U našem radu mi smo upotrebili opšte prihvaćen način merenja JPS, pasivno pozicioniranje - aktivna reprodukcija traženog ugla.

Tokom upoređivanja rezultata drugih studija naišli smo na poteškoću zbog neujednačenog izbora uglova koji su korišteni za procenu JPS, pogotovo u studijama u kojim su ispitanici bili deo zdrave populacije. Naše istraživanje je bilo koncentrisano na analizu ekstenzornog sistema kolena, konkretno njegovog patološkog stanja – lateralne luksacije čašice, te je stav za izbor uglova koji su poređeni proizilazio iz biomehaničkih karakteristika ovog sistema. Ugao od 30° fleksije kolena je izabran jer u toj poziciji dolazi do najvećeg naprežanja medijalnih uzdi čašice (medijalnog retinakuluma i MPFL), te najveće stimulacije mehanoreceptora ovih struktura. Kod prve lateralne luksacije čašice kod 90% pacijenata dolazi do oštećenja medijalnih uzdi (125,168). Drugi ugao, 60° fleksije kolena, izabran je jer u toj poziciji postoji potpuno angažovanje zglobnih površina čašice i butne kosti (trohlee), prema tome, glavni stabilišući faktor u ovoj poziciji predstavljaju geometrijske karakteristike koštanohrskavičavih elemenata patelofemoralnog zgloba (168). Ugao fleksije kolena od 45° uzet je kao intermedijarni ugao, ugao pri kom dolazi do smene stabilizacione funkcije mekotkivnih elemenata, tj. medijalnih uzdi, sa koštanohrskavičavim elementima patelofemoralnog zgloba.

Kao uzorak za procenu JPS u gotovo svim studijama korišteni su punoletni ispitanici, različitih uzrasnih kategorija. Mi smo se odlučili radi homogenosti uzorka da ispitujemo isključivo decu od 15 do 17 godina ženskog pola. Prosečan uzrast naših grupa bio je: kontrolna grupa 16,5 godina, grupa sportista 15,57 godina i grupa pacijenata 16 godina. Pregledom literature našli smo svega dva rada koji su se bavili ispitivanjem propriocepcije u maloletnom uzrastu (135,161), što čini naše istraživanje posebno značajnim radi sagledavanja vrednosti i dinamike propriocepcije u najranijim godinama.

Značaj ove studije je u tome što je merila osećaj pozicije zgloba kolena u više stavova, u svakom stavu mereći različite uglove fleksije kolena, i poredeći između različitih kategorija populacije iste starosne dobi i pola, uključujući i grupu pacijenata nakon prve luksacije čašice. U kontrolnoj grupi nalazile su se zdrave ispitanice koje su se bavile rekreativno sportom, u proseku manje od dva

puta nedeljno, što je potvrđeno standardizovanim upitnikom za procenu fizičke aktivnosti kod adolescenata (PAQ-A), koji pokazuje nizak nivo fizičke aktivnosti (1,62). U okviru ove grupe, analizom svih uglova (30°, 45° i 60°) unutar stavova, kao i analizom odgovarajućih uglova u određenim stavovima (stoju, ležećem stavu i sedu), nismo našli statistički značajnu razliku. Andersen i sar. su poredili osećaj propriocepcije prilikom izvođenja pokreta zatvorenog kinetičkog lanca tj. u stojećem stavu sa stopalom pričvršćenim za podlogu i pokreta zatvorenog kinetičkog lanca tj. ležećem stavu (na leđima), u tri različita ugla fleksije kolena (15°, 45° i 75°). Autori nisu našli statistički značajnu razliku između uglova unutar pojedinog stava, ali njihovi rezultati su pokazali da je manja greška JPS u stojećem stavu pri izvođenju pokreta zatvorenog kinetičkog lanca (145). Slično prethodnom radu, Stillman i sar. su poredili uticaj opterećenja na JPS kolena, poredeći ležeći stav (OKC) i uspravan stav (CKC) koristeći samo ugao od 45° fleksije kolena. Njihovi rezultati potvrđuju nalaze Andersen i sar. da pri uspravnom stavu (CKC) greška reprodukovanog ugla je manja u odnosu na ležeći stav (147). Olsson i sar. su poredili JPS pri pokretu otvorenog kinetičkog lanca u sedećoj poziciji (30°, 50° i 70°) i ležećoj poziciji (40°, 70° i 100°). Našli su da postoji statistički značajna razlika u dobijenoj apsolutnoj greški JPS između pozicija, tj. da je sedeća pozicija preciznija. Takođe su uočili da je greška u srednjem opsegu pokreta u sedećoj poziciji (50°) veća u odnosu na preostala dva ugla. Ovim su autori zaključili da je sedeća pozicija najpogodnija za ispitivanje JPS (133). Torres i sar. koristeći izokinetički dinamometar u sledećoj poziciji poredili su apsolutne greške JPS pri uglovima od 30° i 70°, i nisu uočili postojanje statistički značajne razlike (136). Sličnom metodom autori su ponovo potvrdili svoje rezultate da ugao merenja ne utiče na apsolutnu grešku JPS (162). Relph i sar. su, koristeći video analizu JPS, upoređivali sedeći, ležeći i ležeći stav sa delimičnim opterećenjem, zaključivši da je najpouzdanije za merenje sedeći stav (152). Iz gore navedenih studija jasno se izdvaja merenje JPS u stojećem stavu (CKC), pri kojim se dobijaju bolji rezultati proprioceptivnog osećaja većim angažovanjem mehanoreceptora celom dužinom kinetičkog lanca. Međutim, ovakav način merenja ne oslikava pravo stanje izolovanog proprioceptivnog osećaja zgloba kolena, jer se angažuju strukture kompletne dužine donjih ekstremiteta, i to najčešće i ispitivane i kontralateralne noge zajedno. Takođe postoje naznake da je sedeći stav pri izvođenju pokreta

otvorenog kinetičkog lanca najpogodniji za merenje JPS kolena (133,152). Poredeći različite uglove unutar jednog stava većina autora nije našla statistički značajne razlike. Olsson i sar. za razliku od ostalih studija su našli da unutar sedeće pozicije pri korišćenju uglova srednjeg obima pokreta kolena (50°) se javlja veća greška reprodukovanog ugla. Ovako dobijen rezultat može se objasniti korištenjem drugačijeg načina merenja tj. modifikovanog instrumenta sličnog izokinetičkom dinamometru, za razliku od većine ostalih studija koji su merile grešku reprodukovanog ugla analizom slike. Naši rezultati potvrđuju tvrdnje da ne postoji značajna razlika između pojedinih uglova unutar jednog stava, ali nismo uspeli da pokažemo razliku između odgovarajućih uglova različitih stavova pokreta OKC zdrave, nesportske populacije. Iz svega gore navedenog može se uočiti da izbor uglova kao i izbor stavova otvorenog kinetičkog lanca ne utiče na grešku reprodukovanog ugla JPS, te predlažemo da se za merenje istog u ovoj populaciji odabere najjednostavniji metod i opremu kojom istraživač raspolaže.

Kao grupu u kojoj smo očekivali najbolji osećaj pozicije zgloba kolena izabrali smo aktivne sportistkinje, košarkašice, različitog ranga (od pionira do seniora), uzrasta od 15 do 17 godina (srednje 15,57 godina). U ovu kategoriju uključili smo osobe koje su imale tri i više treninga nedeljno (prosečno 5,67), prosečnog sportskog staža 5,13 godina. Kao dokaz o učešću u fizičkoj aktivnosti uzeli smo PAQ-A, čija je srednja vrednost za ovu kategoriju 2,53. Za ovu kategoriju ispitanica, u nama dostupnoj literaturi, nismo uspeli da nađemo podatke kako izvesni uglovi i stavovi utiču na JPS kolena. Dostupni radovi su uglavnom poredili dobijene greške reprodukovanog ugla sa kontrolnom grupom koju su činili nesportisti (137,138,146,151,159,161). Naši rezultati su pokazali da postoji statistički značajna razlika između dobijene vrednosti relativne greške pri uglu od 60° fleksije kolena u stojećem stavu u odnosu na sedeći sastav, tj. bolji osećaj pozicije kolena u sedećem stavu. Poređenjem svih ostalih vrednosti unutar kategorije sportiskinja nismo našli značajne razlike. Naši rezultati nisu utvrdili uticaj broja treninga, sportskog staža i ranga takmičenja na JPS. Poredeći odgovarajuće uglove i stavove između grupe sportiskinja i kontrolne grupe, nismo našli značajne razlike u greški reprodukovanog ugla. Većina dostupnih radova potvrđuje ovako dobijen rezultat (138,146,151,159). Interesantno je da su Sahin i saradnici zapazili postojanje razlika između sportistkinja (odbojkašica) i kontrolne grupe u

sedećem stavu pri uglu od 60° (161). I u našem radu pri uglu od 60 stepeni u sedećem stavu JPS kolena pokazuje veću preciznost u odnosu na ostale stavove unutar grupe sportistkinja. Sahin i sar. objašnjavaju da bolja propriocepcija pri uglu od 60° može biti rezultat ponavljanja karakterističnog stava odbojkašica, to jest polučučnja, tokom treniranja (161). Obzirom na sličnost stavova koji se javljaju u okviru košarke i odbojke, slažemo se da postoji mogućnost da je za merenje JPS ugao fleksije kolena od 60° karakterističan za ovu vrstu sportova. Starenjem osećaj pozicije zgloba kolena se postepeno pogoršava, te redovnim bavljenjem sportskim aktivnostima može da se zaustavi ili čak popravi osećaj propriocepcije, bez obzira na fizičku aktivnost kojom se osoba bavi (137). Međutim, kod mladih zdravih osoba, brojne studije, pa i naša, su pokazale da fizička aktivnost ne igra ključnu ulogu za JPS.

Svrha ove studije bila je da ispita kakav je osećaj pozicije zgloba kolena kod osoba sa povredom istog, odnosno kakav je osećaj propriocepcije nakon prve luksacije čašice. Brojnim studijama je pokazano da nakon povrede prednjeg ukrštenog ligamenta kolena dolazi do deficita propriocepcije i do oporavka nakon njegove rekonstrukcije (84,85,169,170,86–93). Takođe je pokazano da postojanje osteoartritisa zgloba kolena dovodi do oštećenja proprioceptivnog sistema (171). Interesovanje za ekstenzorni mehanizam kolena je bio u senci prethodna dva patološka stanja, a njegov odnos sa propriocepcijom uglavnom je bio vezan za hroničnim bolnim stanjima kao što je bol u prednjem odeljku kolena (PFPS) i tendinopatija ligamenta patele. U poslednjoj dekadi došlo je do bitnih saznanja u domenu anatomije i biomehanike ekstenzornog mehanizma kolena, pre svega značaju MPFL kao glavne strukture koja ograničava pomeranje čašice upolje pri prvim stepenima fleksije kolena. MPFL ujedno predstavlja i najčešće povređenu strukturu prilikom prve luksacije čašice, čime dolazi do poremećaja biomehanike patelofemoralnog zgloba. Kako povreda MPFL utiče na neurološku kontrolu pokreta kolena, odnosno kako iščašenje čašice utiče na propriocepciju, nedovoljno je ispitano, i u nama dostupnoj literaturi našli smo svega dva rada koja su se bavila ovim pitanjem (100,101).

Našu grupu pacijenata činilo je 30 devojaka sa prvom luksacijom čašice, prosečne starosti 16 godina. Nakon inicijalne povrede, pacijentkinjama je postavljena gipsana imobilizacija u

vremenskom periodu od tri nedelje, nakon čega su bile upućene na rehabilitacioni tretman. Sa svim pacijentkinjama sproveden je standardni rehabilitacioni tretman, koji je prevashodno bio usmeren na povećavanju obima pokreta i jačanju mišića kolena, proprioceptivne vežbe nisu sprovedene. Od momenta povrede, preko lečenja i rehabilitacija, i na kraju do merenja u proseku je prošlo 262 dana. Za subjektivnu procenu kvaliteta života u momentu merenja koristili smo Kujala sistem i IKDC, prosečnih vrednosti 75,2, odnosno 73,19. Kao dokaz nivoa fizičke aktivnosti koristili smo standardizovani upitnik PAQ-A (srednje vrednosti 1,64), čime smo potvrdili nizak nivo fizičke aktivnosti. Upoređivajući greške reprodukovanog ugla pri različitim uglovima fleksije kolena unutar jednog stava, našli smo da pri uglu od 60° u odnosu na preostala dva ugla pacijenti više greše u uspravnom i ležećem stavu. Takođe smo primetili da su u sedećem stavu pacijenti značajno precizniji pri uglu fleksije kolena od 30°. Razlog zbog veće greške pri uglu od 60° u stojećem stavu pokušali smo da objasnimo interakcijom mišićnih grupa. U uspravnom stavu prilikom fleksije potrebna je sinhronizovana interakcija mišića kolena da bi se ekstremitet održao u određenoj poziciji. Sa povećanjem ugla fleksije dolazi do sve veće ekscentrične kontrakcije ekstenzora i do koncentrične kontrakcije fleksora kolena. Do povećane greške pri izvođenju ovog zadatka može da bude kako zbog disbalansa snage mišića ekstenzora i fleksora, tako i zbog oštećene neurološke kontrole ovih mišićnih grupa, pre svega ekstenzornog mehanizma. U odnosu na druga dva ugla, pri uglu od 60° u uspravnom stavu dolazi do najvećeg naprezanja mišićnih grupa, povećava potrebe za neurološkom kontrolom pokreta na viši nivo. Upravo u tim momentima postoji mogućnost uočavanja deficita kontrole, što se kod naših pacijentkinja prikazalo kao povećana greška reprodukovanog ugla JPS. Na sličan način bi se mogao objasniti i dobijeni rezultati u ležećem poziciji, s tim da je značaj ekstenzorne grupe mišića u mnogome smanjen, a njihovu ulogu preuzima sila gravitacije. Posebno interesantan rezultat je to što pri fleksiji kolena od 30° u sedećem stavu dolazi do značajno manjeg pravljenje greške traženog ugla u odnosu na preostale dve pozicije. Prethodne studije su pokazale da kod zdravih ispitanika dolazi do značajno slabije reprodukcije traženog ugla u srednjem opsegu pokreta kolena, a da je najbolji pri maksimalnoj ekstenziji (172). Mountcastle i saradnici su uočili da upravo pri pokretima kolena u srednjem opsegu dolazi do značajno smanjenog slanja impulsa ka CNS, tj. do smanjene

aktivacije mehanoreceptora (173). Lephart i kolege su pokazali da pri terminalnim amplitudama pokreta dolazi do povećane svestnosti kinestezije (174). Gledano skupa, ovim je potvrđena teorija da je propriocepcija jedan od zaštitnih mehanizama koji ograničava preterane, nefiziološke pokrete. Analizom odgovarajućih uglova između stavova dobili smo statistički značajno veću grešku JPS u sedećem stavu na 30° i 45° u poređenju sa preostala dva stava. Kada smo posmatrali odnos odgovarajućih uglova i pozicija grupe pacijenata sa kontrolnom grupom i grupom sportista, najveće razlike smo primetili u sedećem stavu, i to pri uglu od 45° fleksije kolena. Ovakvi rezultati nam govore da je sedeći stav najosetljiviji za promene u propriocepciji kod osoba sa iščašenjem čašice kolena, i da je sedeći stav metod izbora za merenje JPS kod ovih osoba.

Jerosch i Prymka su poredili 30 zdravih ispitanika sa 9 pacijenata sa recidivantnom dislokacijom patele, koristeći digitalni goniometer i potpurnu šinu u kojoj je bila noga smeštena. Merenje je bilo vršeno u ležećem stavu, aktivnim reprodukcijom traženog ugla pokretom otvorenog kinetičkog lanca, i to iz pravca fleksije ka ekstenziji kolena, čime se postiže parcijalno opterećenje ekstenzornog sistema, kao u sedećem stavu u našoj studiji. Autori nisu poredili pojedinačne, već su porodili prosečnu vrednost greške reprodukovano ugla dobijenu merenjem pri 10°, 35°, 60° i 80° fleksije levog kolena, odnosno 15°, 30°, 50° i 75° desnog kolena, i našli da postoji statistički značajna veća greška u reprodukciji ciljanog ugla kod osoba sa dislokacijom patele, tj. poremećaj propriocepcije (100). I pored toga što je uzorak ove studije bio od samo devet pacijenata, a greške ciljanog ugla analizirane kumulativno, ovakva konstatacija je u skladu sa našim rezultatima.

Smith i sar. su merili JPS kod 30 pacijenata sa recidivantnom dislokacijom patele, preoperativno, 6 nedelja, 3 meseca i 12 meseci nakon operacije (rekonstrukcije MPFL), i nisu našli statistički značajne razlike u parametrima proprioceptivnog osećaja kod svih merenja (101). Kao i u prethodnoj studiji za merenje JPS korišćen je digitalni goniometer, u ležećem stavu uz sličan izbor uglova. Za razliku od studije Jerosch i Prymka i naše studije, Smith i saradnici su izabrali za procenu propriocepcije pokret zatvorenog kinetičkog lanca, tj. stopalo je bilo konstantno u kontaktu sa podlogom, dok je postavka traženog ugla i reprodukcija istog bila pasivnog karaktera. Ovakav način merenja ne ispituje izolovano propriocepciju kolena, jer mehanoreceptori koji se nalaze na

koži stopala koje je u pokretu, kao i mehanoreceptori u skočnom zglobu i zglobu kuka bivaju stimulisani. Krajnji rezultat je povećan obim informacija o poziciji donjeg ekstremiteta, sa posledičnom smanjenom grešku reprodukovano ugla, odnosno neuočavanju deficita propriocepcije. Za razliku od studije Smith i kolega, koja nije uočila vremensku razliku u kvalitetu propriocepcije, naši rezultati govore pre svega da postoji deficit propriocepcije nakon prve luksacije patele, i da se ona menja tokom vremena. Uočili smo da deficit osećaja pozicije kolena, nakon sprovedenog uobičajenog rehabilitacionog tretmana koji ne uključuje vežbe propriocepcije, se smanjuje kako vreme protiče od povrede, kao i da posle godinu dana od povrede se ne uočava značajan deficit.

ZAKLJUČCI

1. Odabir stava i ugla merenja osećaja pozicije kolena, pri pokretima otvorenog kinetičkog lanca, ne utiču na osećaj propriocepcije u zdravim populacijama - odnosno grupi zdravih sportistkinja i nesportistkinja.
2. Ne postoji statistički značajna razlika između osećaja propriocepcije pri određenim uglovima i stavovima između kontrolne grupe (zdravi ne sportistkinje) i grupe sportista.
3. Za grupu pacijentkinja dobili smo da postoji deficit propriocepcije, i da je sedeći stav najosetljivijim za procenu deficita osećaja pozicija zgloba kolena. U odnosu na odgovarajuće uglove kontrolne grupe i grupe sportistkinja, postoji statistički značajno veća greška traženih uglova u sedećem stavu, zbog čega je ovaj stav karakterističan za pacijentkinje sa luksacijom patele. Takođe smo uočili da je najveća razlika pri uglu od 45°, čineći ga kritičnim uglom za grupu pacijentkinja.
4. Nivo fizičke aktivnosti sve tri grupe, određen upitnikom PAQ-a, nije pokazao značajnu korelaciju sa greškom reprodukovanog ugla JPS.
5. Dobijeni rezultati upitnika za subjektivnu procenu kvaliteta života nakon povrede kolena, Kujala i Pedi-IKDC, ne pokazuju korelaciju sa dobijenim rezultatima osećaja pozicije zgloba kolena grupe pacijentkinja.

LITERATURA

1. Oestern S, Varoga D, Lippross S, Kaschwich M, Finn J, Buddrus B. [Patella dislocation]. *Unfallchirurg*. 2011;114(4):345–58.
2. Sillanpää PJ, Mäenpää HM. First-time patellar dislocation: Surgery or conservative treatment? *Sports Med Arthrosc*. 2012;20(3):128–35.
3. Colvin AC, West R V. Patellar instability. *Jbjs*. 2008;90(12):2751–62.
4. Sillanpää P, Mattila VM, Iivonen T, Visuri T, Pihlajamäki H. Incidence and risk factors of acute traumatic primary patellar dislocation. *Med Sci Sports Exerc*. 2008 Apr;40(4):606–11.
5. Khormaei S, Kramer DE, Yen Y-M, Heyworth BE. Evaluation and Management of Patellar Instability in Pediatric and Adolescent Athletes. *Sport Heal A Multidiscip Approach*. 2015;7(2):115–23.
6. Steensen RN, Bentley JC, Trinh TQ, Backes JR, Wiltfong RE. The prevalence and combined prevalences of anatomic factors associated with recurrent patellar dislocation: A magnetic resonance imaging study. *Am J Sports Med*. 2015;43(4):921–7.
7. Chotel F, Bérard J, Raux S. Patellar instability in children and adolescents. *Orthop Traumatol Surg Res*. 2014;100(1 S):S125–37.
8. Schepsis AA, Rogers AJ. Medial patellofemoral ligament reconstruction: Indications and technique. *Sports Med Arthrosc*. 2012;20(3):162–70.
9. Feller JA. Distal realignment (tibial tuberosity transfer). *Sports Med Arthrosc*. 2012;20(3):152–61.
10. Weeks KD, Fabricant PD, Ladenhauf HN, Green DW. Surgical options for patellar stabilization in the skeletally immature patient. *Sports Med Arthrosc*. 2012 Sep;20(3):194–202.
11. Tompkins MA, Arendt EA. Patellar Instability Factors in Isolated Medial Patellofemoral Ligament Reconstructions - What Does the Literature Tell Us?: A Systematic Review. *Am J Sports Med*. 2015;43(9):2318–27.
12. Tria AJ, Alicea JA. Embryology and Anatomy of the Patella. In: *The Patella*. New York, NY: Springer New York; 1995. p. 11–23.
13. Tecklenburg K, Dejour D, Hoser C, Fink C. Bony and cartilaginous anatomy of the patellofemoral joint. *Knee Surgery, Sport Traumatol Arthrosc*. 2006;14(3):235–40.
14. Dye SF. Patellofemoral anatomy. In: *The Patellofemoral Joint*. New York: McGraw-Hill

- Publishing Co; 1993. p. 1–12.
15. Gardner E, O’Rahilly R. The early development of the knee joint in staged human embryos. *J Anat.* 1968;102(Pt 2):289–99.
 16. Guillen-Garcia P, Rodríguez-Vázquez JF. Morphogenesis of the Patellofemoral Joint. In: Gobbi A, Espregueira Mendes J, Nakamura N, editors. *The Patellofemoral Joint.* Springer Heidelberg New York Dordrecht London; 2014. p. 3–9.
 17. Gray DJ, Gardner E. Prenatal development of the human knee and superior tibiofibular joints. *Am J Anat.* 1950;86(2):235–87.
 18. Haines RW. The development of joints. *J Anat.* 1947 Jan;81(Pt 1):33–55.
 19. Haines RW. The early development of the femoro-tibial and tibio-fibular joints. *J Anat.* 1953;87(Pt 2):192.
 20. Andersen H. Histochemical studies on the histogenesis of the knee joint and superior tibio-fibular joint in human foetuses. *Acta Anat (Basel).* 1961;46:279–303.
 21. Koyuncu E, Cankara N, Sulak O, Özgüner G, Albay S. The morphometry of patella and patellar ligament during the fetal period. *Clin Anat.* 2011;24(2):225–31.
 22. Standring S. *Gray’s Anatomy: The Anatomical Basis of Clinical Practice.* 41st ed. Philadelphia, PA, US: Elsevier Limited; 2016. 1562 p.
 23. Khan N, Fithian DC, Nomura E. Anatomy of Patellar Dislocation. In: *Atlas of the Patellofemoral Joint.* London: Springer London; 2013. p. 41–6.
 24. Guillen-Garcia P, Concejero-Lopez V, Rodriguez-Vazquez JF, Guillen-Vicente I, Vicente MG, Fernandez-Jaén TF. Patellofemoral Anatomy. In: Gobbi A, Espregueira Mendes J, Nakamura N, editors. *The Patellofemoral Joint.* Springer, Berlin, Heidelberg; 2014. p. 11–6.
 25. Shurong Z, Shinya O, Ryosuke K, Masahiro K. Anatomy and Biomechanics of Medial Patellofemoral Ligament. In: Gobbi A, Espregueira-Mendes J, Nakamura N, editors. *The Patellofemoral Joint.* Springer Heidelberg New York Dordrecht London; 2014. p. 17–22.
 26. Hinckel BB, Gobbi RG, Demange MK, Pereira CAM, Pécora JR, Natalino RJM, et al. Medial Patellofemoral Ligament, Medial Patellotibial Ligament, and Medial Patellomeniscal Ligament: Anatomic, Histologic, Radiographic, and Biomechanical Study. *Arthroscopy.* 2017;33(10):1862–73.
 27. Philippot R, Boyer B, Testa R, Farizon F, Moyen B. The role of the medial ligamentous structures on patellar tracking during knee flexion. *Knee Surg Sport Traumatol Arthrosc.* 2012;20(2):331–6.

28. Merican AM, Amis AA. Anatomy of the lateral retinaculum of the knee. *Bone Joint J.* 2008;90-B(4):527–34.
29. Merican AM, Kondo E, Amis AA. The effect on patellofemoral joint stability of selective cutting of lateral retinacular and capsular structures. *J Biomech.* 2009;42(3):291–6.
30. Noyes FR, Barber-Westin SD. *Noyes' Knee Disorders: Surgery, Rehabilitation, Clinical Outcomes.* 2nd ed. Elsevier; 2017. 1176 p.
31. Scapinelli R. Blood supply of the human patella. Its relation to ischaemic necrosis after fracture. *J Bone Joint Surg Br.* 1967;49(3):563–70.
32. Crock H V. The arterial supply and venous drainage of the bones of the human knee joint. *Anat Rec.* 1962;144:199–217.
33. Herring JA. *Tachdjian's Pediatric Orthopaedics: From the Texas Scottish Rite Hospital for Children.* 5th ed. Philadelphia, PA, US: Elsevier Saunders; 2014.
34. Sherman SL, Plackis AC, Nuelle CW. Patellofemoral anatomy and biomechanics. *Clin Sports Med.* 2014;33(3):389–401.
35. Loudon JK. Biomechanics and Pathomechanics of the Patellofemoral Joint. *Int J Sports Phys Ther.* 2016;11(6):820–30.
36. Biedert RM, Stauffer E, Friederich NF. Occurrence of Free Nerve Endings in the Soft Tissue of the Knee Joint. *Am J Sports Med.* 1992;20(4):430–3.
37. Denti M, Monteleone M, Berardi a, Panni a S. Anterior cruciate ligament mechanoreceptors. Histologic studies on lesions and reconstruction. *Clin Orthop Relat Res.* 1994;308(308):29–32.
38. Freeman M a, Wyke B. The innervation of the knee joint. An anatomical and histological study in the cat. *J Anat.* 1967 Jun;101(Pt 3):505–32.
39. Gardner E. The innervation of the knee joint. *Anat Rec.* 1948 May 1;101(1):109–30.
40. Grabiner MD, Koh TJ, Draganich LF. Neuromechanics of the patellofemoral joint. *Med Sci Sports Exerc.* 1994 Jan;26(1):10–21.
41. Greep R, Weiss L. *Histology.* New York: McGraw-Hill; 1973.
42. Johansson H, Sjölander P, Sojka P. A sensory role for the cruciate ligaments. *Clin Orthop Relat Res.* 1991;268:161–78.
43. Krauspe R, Schmidt M, Schaible HG. Sensory innervation of the anterior cruciate ligament. An electrophysiological study of the response properties of single identified mechanoreceptors in the cat. *J Bone Joint Surg Am.* 1992 Mar;74(3):390–7.

44. Zimny ML. Mechanoreceptors in articular tissues. *Am J Anat.* 1988;182(1):16–32.
45. Pitman MI, Nainzadeh N, Menche et, al D. The intraoperative evaluation of neurosensory function of the anterior cruciate ligament in humans using somatosensory evoked potentials. *Arthroscopy.* 1992;8:442–7.
46. Barrack RL, Lund PJ, Munn BG, Wink C, Happel L. Evidence of Reinnervation of Free Patellar Tendon Autograft Used for Anterior Cruciate Ligament Reconstruction. *Am J Sports Med.* 1997;25(2):196–202.
47. Barrett DS, Cobb AG, Bentley G. Joint proprioception in normal, osteoarthritic, and replaced knees. *J Bone Joint Surg Br.* 1991 Jan;73(1):53–6.
48. Clark FJ, Horch KW, Bach SM, Larson GF. Contributions of cutaneous and joint receptors to static knee-position sense in man. *J Neurophysiol.* 1979;42(3):877–88.
49. Proske U, Schaible H-G, Schmidt RF. Joint receptors and kinaesthesia. *Exp Brain Res.* 1988;72(2):219–24.
50. Skinner HB, Barrack RL. Joint position sense in the normal and pathologic knee joint. *J Electromyogr Kinesiol.* 1991;1(3):180–90.
51. Warren PJ, Olanlokun TK, Cobb AG, Bentley G. Proprioception after knee arthroplasty: the influence of prosthetic design. *Clin Orthop Relat Res.* 1993 Dec;(297):182–7.
52. Dye SF, Vaupel GL, Dye CC. Conscious neurosensory mapping of the internal structures of the human knee without intraarticular anesthesia. *Am J Sports Med.* 1998 Nov 17;26(6):773–7.
53. Kennedy JC, Alexander IJ, Hayes KC. Nerve supply of the human knee and its functional importance. *Am J Sports Med.* 1982;10(6):329–35.
54. Horner G, Dellon A. Innervation of the human knee joint and implications for surgery. *Clin Orthop Relat Res.* 1994;6(301):221–6.
55. Franco CD, Buvanendran A, Petersohn JD, Menzies RD, Menzies LP. Innervation of the Anterior Capsule of the Human Knee: Implications for Radiofrequency Ablation. *Reg Anesth Pain Med.* 2015;40(4):363–8.
56. Orduña Valls JM, Vallejo R, López Pais P, Soto E, Torres Rodríguez D, Cedeño DL, et al. Anatomic and Ultrasonographic Evaluation of the Knee Sensory Innervation. *Reg Anesth Pain Med.* 2017;42(1):90–8.
57. Burckett-St Laurant D, Peng P, Girón Arango L, Niazi AU, Chan VWS, Agur A, et al. The nerves of the adductor canal and the innervation of the knee: An anatomic study. *Reg Anesth Pain Med.* 2016;41(3):321–7.

58. Schutte MJ, Dabezies EJ, Zimny ML, Happel LT. Neural anatomy of the human anterior cruciate ligament. *J Bone Joint Surg Am.* 1987 Feb;69(2):243–7.
59. Maralcan G, Kuru I, Issi S, Esmer AF, Tekdemir I, Evcik D, et al. The innervation of patella: anatomical and clinical study. *Surg Radiol Anat.* 2005;27(4):331–5.
60. Barton RS, Ostrowski ML, Anderson TD, Ilahi OA, Heggenes MH. Intraosseous innervation of the human patella: a histologic study. *Am J Sport Med.* 2007;35(2):307–11.
61. Chong A, Bruce W, Goldberg J. Treatment of the neuropathic knee by arthroplasty. *Aust N Z J Surg.* 1995 May;65(5):370–1.
62. Farsetti P, Caterini R. Idiopathic Charcot’s arthropathy. *Arch Othop Trauma Surg.* 1992;111:282–3.
63. Koshino T. Stage Classifications, Types of Joint Destruction, and Bone-Scintigraphy in Charcot Joint Disease. *Bull Hosp Jt Dis Orthop Inst.* 1991;51(2):205–17.
64. O’Connor BL, Visco DM, Brandt KD, Myers SL, Kalasinski L a. Neurogenic acceleration of osteoarthritis. The effects of previous neurectomy of the articular nerves on the development of osteoarthritis after transection of the anterior cruciate ligament in dogs. *J Bone Joint Surg Am.* 1992;74(3):367–76.
65. Yoshino S, Fujimori J, Kajino A, et al. Total knee arthroplasty in Charcot’s joint. *J Arthroplast.* 1993;8:335–40.
66. Derwin KA, Glover RA, Wojtys EM. Nociceptive Role of Substance-P in the Knee Joint of a Patient with Congenital Insensitivity to Pain. *J Pediatr Orthop.* 1994;14(2):258–62.
67. Hirsch E, Moye D, Dimon JH. Congenital indifference to pain: Long-term follow-up of two cases. *South Med J.* 1995;88(8):851–7.
68. Riemann BL, Lephart SM. The sensorimotor system, part I: The physiologic basis of functional joint stability. *J Athl Train.* 2002 Jan;37(1):71–9.
69. Lephart SM, Riemann BL, Fu FH. Introduction to the sensorimotor system. In: *Proprioception and Neuromuscular Control in Joint Stability.* Champaign, IL: Human Kinetics; 2000. p. 37–51.
70. Sherrington CS. *The Integrative action of the nervous system.* New Haven, CT, US: Yale University Press; 1906. 411 p.
71. Sherrington C, Denny-Brown D. *Selected writings of Sir Charles Sherrington : a testimonial presented by the neurologists forming the guarantors of the journal Brain.* London: Hamish Hamilton Medical Books; 1939. 532 p.
72. Matthews PBC. Where Does Sherrington’s “Muscular Sense” Originate? *Muscles, Joints,*

- Corollary Discharges? *Annu Rev Neurosci.* 1982 Mar 28;5(1):189–218.
73. Hall JE (John E. Guyton and Hall textbook of medical physiology. 13th editi. 2016. 1145 p.
 74. Ghez C, Kandel E, Schwartz J, Jessell T. *The control of movement.* New York: Elsevier Science; 1991.
 75. Hasan Z, Stuart DG. *Animal Solutions to Problems of Movement Control: The Role of Proprioceptors.* *Annu Rev Neurosci.* 1988 Mar 28;11(1):199–223.
 76. Enoka RM. *Neuromechanical Basis of Kinesiology.* Champaign, IL, England: Human Kinetics; 1994.
 77. Lephart SM, Fu FH. *Proprioception and neuromuscular control in joint stability.* [Champaign IL]: Human Kinetics; 2000. 439 p.
 78. Rein S, Hanisch U, Zwipp H, Fieguth A, Lwowski S, Hagert E. *Comparative Analysis of Inter- and Intraligamentous Distribution of Sensory Nerve Endings in Ankle Ligaments.* *Foot Ankle Int.* 2013 Jul;34(7):1017–24.
 79. Leonard CT. *The neuroscience of human movement.* Mosby; 1998. 252 p.
 80. Jankowska E. *Interneuronal relay in spinal pathways from proprioceptors.* *Prog Neurobiol.* 1992;38(4):335–78.
 81. Matthews G. *Brain motor mechanisms.* In: *Neurobiology: Molecules, Cells & Systems.* Malden, MA, US: Blackwell Science; 1997. p. 205–34.
 82. Riemann BL, Lephart SM. *The sensorimotor system, Part II: The role of proprioception in motor control and functional joint stability.* *J Athl Train.* 2002 Jan;37(1):80–4.
 83. Riemann BL, Myers JB, Lephart SM. *Sensorimotor system measurement techniques.* *J Athl Train.* 2002;37(1):85–98.
 84. Dhillon MS, Bali K, S P. *Proprioception in anterior cruciate ligament deficient knees and its relevance in anterior cruciate ligament reconstruction.* *Indian J Orthop.* 2011;45(4):294–300.
 85. Godinho P, Nicoliche E, Cossich V, de Sousa EB, Velasques B, Salles JI. *Proprioceptive deficit in patients with complete tearing of the anterior cruciate ligament.* *Rev Bras Ortop (English Ed.* 2014;49(6):613–8.
 86. Roberts D, Andersson G, Fridén T. *Knee joint proprioception in ACL-deficient knees is related to cartilage injury, laxity and age: a retrospective study of 54 patients.* *Acta Orthop Scand.* 2004;75(1):78–83.
 87. Fridén T, Roberts D, Ageberg E, Waldén M, Zätterström R. *Review of Knee Proprioception*

- and the Relation to Extremity Function After an Anterior Cruciate Ligament Rupture. *J Orthop Sport Phys Ther.* 2001;31(10):567–76.
88. Angoules AG, Mavrogenis AF, Dimitriou R, Karzis K, Drakoulakis E, Michos J, et al. Knee proprioception following ACL reconstruction; a prospective trial comparing hamstrings with bone-patellar tendon-bone autograft. *Knee.* 2011;18(2):76–82.
 89. Govett JR. The relative importance of proprioception, ligament laxity and strength on functional performance in the ACL deficient and ACL reconstructed knee. University of British Columbia ; 1996.
 90. Reider B, Arcand MA, Diehl LH, Mroczek K, Abulencia A, Stroud CC, et al. Proprioception of the knee before and after anterior cruciate ligament reconstruction. *Arthroscopy.* 2003;19(1):2–12.
 91. Muaidi QI, Nicholson LL, Refshauge KM, Adams RD, Roe JP. Effect of anterior cruciate ligament injury and reconstruction on proprioceptive acuity of knee rotation in the transverse plane. *Am J Sport Med.* 2009;37(8):1618–26.
 92. Al-Othman AA. Clinical measurement of proprioceptive function after anterior cruciate ligament reconstruction. *Saudi Med J.* 2004;25(2):195–7.
 93. Matijevic R. Propriocepcija zgloba kolena posle kidanja prednjeg ukrštenog ligamenta kod profesionalnih sportista. University of Novi Sad, Faculty of Medicine; 2014.
 94. Baker V, Bennell K, Stillman B, Cowan S, Crossley K. Abnormal knee joint position sense in individuals with patellofemoral pain syndrome. *J Orthop Res.* 2002;20(2):208–14.
 95. Jerosch J, Schmidt K, Prymka M. [Proprioceptive capacities of patients with retropatellar knee pain with special reference to effectiveness of an elastic knee bandage]. *Unfallchirurg.* 1997 Sep;100(9):719–23.
 96. Kramer J, Handfield T, Kiefer G, Forwell L, Birmingham T. Comparisons of weight-bearing and non-weight-bearing tests of knee proprioception performed by patients with patellofemoral pain syndrome and asymptomatic individuals. *Clin J Sport Med.* 1997 Apr;7(2):113–8.
 97. Bennell K, Wee E, Crossley K, Stillman B, Hodges P. Effects of experimentally-induced anterior knee pain on knee joint position sense in healthy individuals. *J Orthop Res.* 2005;23(1):46–53.
 98. Naseri N, Pourkazemi F. Difference in knee joint position sense in athletes with and without patellofemoral pain syndrome. *Knee Surgery, Sport Traumatol Arthrosc.* 2012;20(10):2071–6.
 99. Yosmaoglu HB, Kaya D, Guney H, Nyland J, Baltaci G, Yuksel I, et al. Is there a relationship

- between tracking ability, joint position sense, and functional level in patellofemoral pain syndrome? *Knee Surgery, Sport Traumatol Arthrosc.* 2013;21(11):2564–71.
100. Jerosch J, Prymka M. Knee joint proprioception in patients with posttraumatic recurrent patella dislocation. *Knee Surg Sport Traumatol Arthrosc.* 1996;4(1):14–8.
 101. Smith TO, Mann CJ V, Donell ST. Does knee joint proprioception alter following medial patellofemoral ligament reconstruction? *Knee.* 2014;21(1):21–7.
 102. Andrish J. Surgical Options for Patellar Stabilization in the Skeletally Immature Patient. *Sports Med Arthrosc.* 2017;25(2):100–4.
 103. Jaquith BP, Parikh SN. Predictors of recurrent patellar instability in children and adolescents after first-time dislocation. *J Pediatr Orthop.* 2017;37(7):484–90.
 104. Moiz M, Smith N, Smith TO, Chawla A, Thompson P, Metcalfe A. Clinical Outcomes After the Nonoperative Management of Lateral Patellar Dislocations: A Systematic Review. *Orthop J Sport Med.* 2018;6(6):232596711876627.
 105. Parikh SN, Lykissas MG, Gkiatas I. Predicting Risk of Recurrent Patellar Dislocation. *Curr Rev Musculoskelet Med.* 2018;11(2):253–60.
 106. Salonen EE, Magga T, Sillanpää PJ, Kiekara T, Mäenpää H, Mattila VM. Traumatic Patellar Dislocation and Cartilage Injury: A Follow-up Study of Long-Term Cartilage Deterioration. *Am J Sports Med.* 2017 May;45(6):1376–82.
 107. Lewallen LW, McIntosh AL, Dahm DL. Predictors of recurrent instability after acute patellofemoral dislocation in pediatric and adolescent patients. *Am J Sports Med.* 2013;41(3):575–81.
 108. Fithian DC, Paxton EW, Stone M Lou, Silva P, Davis DK, Elias DA, et al. Epidemiology and Natural History of Acute Patellar Dislocation. *Am J Sports Med.* 2004 Jul 30;32(5):1114–21.
 109. Atkin DM, Fithian DC, Marangi KS, Stone M Lou, Dobson BE, Mendelsohn C. Characteristics of Patients with Primary Acute Lateral Patellar Dislocation and Their Recovery within the First 6 Months of Injury. *Am J Sports Med.* 2000 Jul 30;28(4):472–9.
 110. Balcarek P, Oberthür S, Hopfensitz S, Frosch S, Walde TA, Wachowski MM, et al. Which patellae are likely to redislocate? *Knee Surgery, Sport Traumatol Arthrosc.* 2014 Oct 5;22(10):2308–14.
 111. Lewallen L, McIntosh A, Dahm D. First-Time Patellofemoral Dislocation: Risk Factors for Recurrent Instability. *J Knee Surg.* 2015 Jan 29;28(4):303–9.
 112. Mitchell J, Magnussen RA, Collins CL, Currie DW, Best TM, Comstock RD, et al.

- Epidemiology of patellofemoral instability injuries among high school athletes in the United States. *Am J Sports Med.* 2015;43(7):1676–82.
113. Waterman B, Belmont P, Owens B. Patellar Dislocation in the United States: Role of Sex, Age, Race, and Athletic Participation. *J Knee Surg.* 2012 Mar;25(01):051–8.
 114. Nietosvaara Y, Aalto K, Kallio PE. Acute patellar dislocation in children: Incidence and associated osteochondral fractures. *J Pediatr Orthop.* 1994;14(4):513–5.
 115. Nikku R, Nietosvaara Y, Aalto K, Kallio PE. The mechanism of primary patellar dislocation: Trauma history of 126 patients. *Acta Orthop.* 2009 Aug;80(4):432–4.
 116. Christensen TC, Sanders TL, Pareek A, Mohan R, Dahm DL, Krych AJ. Risk Factors and Time to Recurrent Ipsilateral and Contralateral Patellar Dislocations. *Am J Sports Med.* 2017;45(9):2105–10.
 117. Balcarek P, Jung K, Ammon J, Walde TA, Frosch S, Schüttrumpf JP, et al. Anatomy of lateral patellar instability: Trochlear dysplasia and tibial tubercle-trochlear groove distance is more pronounced in women who dislocate the patella. *Am J Sports Med.* 2010 Nov 16;38(11):2320–7.
 118. Antinolfi P, Bartoli M, Placella G, Speziali A, Pace V, Delcogliano M, et al. Acute patellofemoral instability in children and adolescents. *Joints.* 2016;4(1):47–51.
 119. Batailler C, Neyret P. Trochlear dysplasia: imaging and treatment options. *EFORT open Rev.* 2018 May;3(5):240–7.
 120. Askenberger M, Janarv PM, Finnbogason T, Arendt EA. Morphology and Anatomic Patellar Instability Risk Factors in First-Time Traumatic Lateral Patellar Dislocations. *Am J Sports Med.* 2017;45(1):50–8.
 121. Hiemstra LA, Kerslake S, Lafave M, Heard SM, Buchko GML. Introduction of a classification system for patients with patellofemoral instability (WARPS and STAID). *Knee Surgery, Sport Traumatol Arthrosc.* 2014 Nov 28;22(11):2776–82.
 122. Hiemstra LA, Kerslake S, Lafave M. Assessment of demographic and pathoanatomic risk factors in recurrent patellofemoral instability. *Knee Surgery, Sport Traumatol Arthrosc.* 2017 Dec 7;25(12):3849–55.
 123. Arendt EA, Donell ST, Sillanpää PJ, Feller JA. The management of lateral patellar dislocation: state of the art. *J ISAKOS Jt Disord Orthop Sport Med.* 2017;2(4):205–12.
 124. Smith TO, Donell S, Song F, Hing CB. Surgical versus non-surgical interventions for treating patellar dislocation. *Cochrane Database Syst Rev.* 2015 Feb 26;2015(2):CD008106.

125. Costa A, Sarmiento A, Leal A, Sevivas N, Ripoll PL, Sampaio R, et al. Treatment of Acute Patellar Dislocation: Current Concepts. In: *The Patellofemoral Joint*. Berlin, Heidelberg: Springer Berlin Heidelberg; 2014. p. 101–18.
126. Jain NP, Khan N, Fithian DC. A treatment algorithm for primary patellar dislocations. *Sports Health*. 2011 Mar;3(2):170–4.
127. Ji G, Wang S, Wang X, Liu J, Niu J, Wang F. Surgical versus Nonsurgical Treatments of Acute Primary Patellar Dislocation with Special Emphasis on the MPFL Injury Patterns. *J Knee Surg*. 2016 Sep 14;30(04):378–84.
128. Camanho GL, Viegas A de C, Bitar AC, Demange MK, Hernandez AJ. Conservative Versus Surgical Treatment for Repair of the Medial Patellofemoral Ligament in Acute Dislocations of the Patella. *Arthrosc J Arthrosc Relat Surg*. 2009 Jun;25(6):620–5.
129. Boldrini L, Danelon F, Della Villa F, Della Villa S. Nonoperative Treatment of Patellofemoral Joint. In: *The Patellofemoral Joint*. Berlin, Heidelberg: Springer Berlin Heidelberg; 2014. p. 93–9.
130. Smith TO, Davies L, Chester R, Clark A, Donell ST. Clinical outcomes of rehabilitation for patients following lateral patellar dislocation: a systematic review. *Physiotherapy*. 2010 Dec;96(4):269–81.
131. Marks R. Effect of exercise-induced fatigue on position sense of the knee. *Aust J Physiother*. 1994 Jan 1;40(3):175–81.
132. Callaghan MJ, Selfe J, Bagley PJ, Oldham JA. The Effects of Patellar Taping on Knee Joint Proprioception. *J Athl Train*. 2002 Mar;37(1):19–24.
133. Olsson L, Lund H, Henriksen M, Rogind H, Bliddal H, Danneskiold-Samsøe B. Test–retest reliability of a knee joint position sense measurement method in sitting and prone position. *Adv Physiother*. 2004;6(1):37–47.
134. Sahin N, Baskent A, Cakmak A, Salli A, Ugurlu H, Berker E. Evaluation of knee proprioception and effects of proprioception exercise in patients with benign joint hypermobility syndrome. *Rheumatol Int*. 2008;28(10):995–1000.
135. Fatoye FA, Palmer ST, Macmillan F, Rowe PJ, van der Linden ML. Repeatability of joint proprioception and muscle torque assessment in healthy children and in children diagnosed with hypermobility syndrome. *Musculoskeletal Care*. 2008 Jun 1;6(2):108–23.
136. Torres R, Duarte JA, Cabri JM. An Acute Bout of Quadriceps Muscle Stretching has no Influence on Knee Joint Proprioception. *J Hum Kinet*. 2012 Oct;34:33–9.
137. Relph N, Herrington L. The effects of knee direction, physical activity and age on knee joint position sense. *Knee*. 2016 Jun;23(3):393–8.

138. Cug M, Wikstrom EA, Golshaei B, Kirazci S. The Effects of Sex, Limb Dominance, and Soccer Participation on Knee Proprioception and Dynamic Postural Control. *J Sport Rehabil.* 2016;25(1):31–9.
139. Li L, Ji Z-Q, Li Y-X, Liu W-T. Correlation study of knee joint proprioception test results using common test methods. *J Phys Ther Sci.* 2016 Jan;28(2):478–82.
140. El-Gohary TM, Khaled OA, Ibrahim SR, Alshenqiti AM, Ibrahim MI. Effect of proprioception cross training on repositioning accuracy and balance among healthy individuals. *J Phys Ther Sci.* 2016;28(11):3178–82.
141. Springer S, Kelman D, Brand M, Gottlieb U. Knee position sense: does the time interval at the target angle affect position accuracy? *J Phys Ther Sci.* 2017;29(10):1760–5.
142. Selfe J, Callaghan M, McHenry A, Richards J, Oldham J. An investigation into the effect of number of trials during proprioceptive testing in patients with patellofemoral pain syndrome. *J Orthop Res.* 2006 Jun 1;24(6):1218–24.
143. Karimzadehfini A, Zolaktaf V, Vahdatpour B. Restorative effects of exercise rehabilitation and bracing on females with lateral displacement of patella. *Adv Biomed Res.* 2014;3:165.
144. Kurt EE, Büyükturan Ö, Erdem HR, Tuncay F, Sezgin H. Short-term effects of kinesio tape on joint position sense, isokinetic measurements, and clinical parameters in patellofemoral pain syndrome. *J Phys Ther Sci.* 2016;28(7):2034–40.
145. Andersen SB, Terwilliger DM, Denegar CR. Comparison of Open versus Closed Kinetic Chain Test Positions for Measuring Joint Position Sense. *J Sport Rehabil.* 1995 Aug 1;4(3):165–71.
146. Stillman BC, McMeeken JM, Macdonell RL. Aftereffects of resisted muscle contractions on the accuracy of joint position sense in elite male athletes. *Arch Phys Med Rehabil.* 1998;79(10):1250–4.
147. Stillman BC, McMeeken JM. The role of weightbearing in the clinical assessment of knee joint position sense. *Aust J Physiother.* 2001;47(4):247–53.
148. Stillman BC, Tully EA, McMeeken JM. Knee joint mobility and position sense in healthy young adults. *Physiotherapy.* 2002;88(9):553–60.
149. Miura K, Ishibashi Y, Tsuda E, Okamura Y, Otsuka H, Toh S. The effect of local and general fatigue on knee proprioception. *Arthrosc J Arthrosc Relat Surg.* 2004 Apr;20(4):414–8.
150. Athletes T, Kilduff LP, Beaven CM, Kingdom U, Council S, Centre H, et al. Validity and Reliability of a Digital Inclinometer to Assess Knee Joint Position Sense in a Closed Kinetic Chain. *Int J Physiol Perform.* 2013;Epub(Epub):1–10.

151. Foch E, Milner CE. Agreement between weight bearing and non-weight bearing joint position replication tasks at the knee and hip. *J Sports Sci.* 2013;31(14):1553–8.
152. Relph N, Herrington L. Interexaminer, Intraexaminer, and Test–Retest Reliability of Clinical Knee Joint-Position-Sense Measurements Using an Image-Capture Technique. *J Sport Rehabil.* 2015 May 12;24(2):2013–134.
153. Relph N, Herrington L. Criterion-Related Validity of Knee Joint-Position-Sense Measurement Using Image Capture and Isokinetic Dynamometry. *J Sport Rehabil.* 2015;21(1).
154. Relph N, Herrington L. Knee joint position sense ability in elite athletes who have returned to international level play following ACL reconstruction: A cross-sectional study. *Knee.* 2016;23(6):1029–34.
155. Torres R, Ferreira J, Silva D, Rodrigues E, Bessa IM, Ribeiro F. Impact of Patellar Tendinopathy on Knee Proprioception: A cross-sectional study. *Clin J Sport Med.* 2017;27(1):31–6.
156. Stillman BC. An investigation of the clinical assessment of joint position sense. The University of Melbourne, School of Physiotherapy; 2000.
157. Cappozzo A, Catani F, Leardini A, Benedetti M, Della Croce U. Position and orientation in space of bones during movement: experimental artefacts. *Clin Biomech.* 1996 Mar 1;11(2):90–100.
158. Selfe J, Harper L, Pedersen I, Breen-Turner J, Waring J. Four Outcome Measures for Patellofemoral Joint Problems. *Physiotherapy.* 2001;87(10):507–15.
159. Dieling S, van der Esch M, Janssen TWJ, Dieling, S., van der Esch, M. & Janssen TWJ. The effect of muscle fatigue on knee joint proprioception in ballet dancers and non-dancers. *J Dance Med Sci.* 2014 Dec 15;18(4):143–8.
160. Han JT, Lee J. Effects of Kinesiology Taping on Repositioning Error of the Knee Joint after Quadriceps Muscle Fatigue. *J Phys Ther Sci.* 2014;26(6):921–3.
161. Şahin N, Bianco A, Patti A, Paoli A, Palma A, Ersöz G. Evaluation of knee joint proprioception and balance of young female volleyball players: a pilot study. *J Phys Ther Sci.* 2015;27(2):437–40.
162. Torres R, Trindade R, Gonçalves RS. The effect of kinesiology tape on knee proprioception in healthy subjects. *J Bodyw Mov Ther.* 2016;20(4):857–62.
163. Muaidi QI. Does gender make a difference in knee rotation proprioception and range of motion in healthy subjects? *J Back Musculoskelet Rehabil.* 2017;30(6):1237–43.

164. Pacey V, Adams RD, Tofts L, Munns CF, Nicholson LL. Proprioceptive acuity into knee hypermobile range in children with Joint Hypermobility Syndrome. *Pediatr Rheumatol*. 2014;12(1):1–7.
165. Romero-Franco N, Montaña-Munuera JA, Jiménez-Reyes P. Validity and Reliability of a Digital Inclinometer to Assess Knee Joint Position Sense in a Closed Kinetic Chain. *J Sport Rehabil*. 2017 Jan 10;26(1):jsr.2015-0138.
166. Lönn J, Crenshaw AG, Djupsjöbacka M, Pedersen J, Johansson H. Position sense testing: Influence of starting position and type of displacement. *Arch Phys Med Rehabil*. 2000 May 1;81(5):592–7.
167. Romero-Franco N, Jiménez-Reyes P. Effects of Warm-Up and Fatigue on Knee Joint Position Sense and Jump Performance. *J Mot Behav*. 2017;49(2):117–22.
168. Petrera M, Dwyer T, Gobbi A. Patellofemoral Instability. In: *The Patellofemoral Joint*. Berlin, Heidelberg: Springer Berlin Heidelberg; 2014. p. 59–66.
169. Nakamae A, Adachi N, Ishikawa M, Nakasa T, Ochi M. No evidence of impaired proprioceptive function in subjects with anterior cruciate ligament reconstruction: a systematic review. *J ISAKOS Jt Disord Orthop Sport Med*. 2017;2(4):191–9.
170. Relph N, Herrington L, Tyson S. The effects of ACL injury on knee proprioception: A meta-analysis. *Physiother (United Kingdom)*. 2014;100(3):187–95.
171. van Tunen JAC, Dell’Isola A, Juhl C, Dekker J, Steultjens M, Thorlund JB, et al. Association of malalignment, muscular dysfunction, proprioception, laxity and abnormal joint loading with tibiofemoral knee osteoarthritis - a systematic review and meta-analysis. *BMC Musculoskelet Disord*. 2018 Jul 28;19(1):273.
172. Jerosch J, Prymka M. Proprioception and joint stability. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc*. 1996;4(3):171–9.
173. Mountcastle VB, Poggio GF, Werner G. the Relation of Thalamic Cell Response To Peripheral Stimuli Varied Over an Intensive Continuum. *J Neurophysiol*. 1963 Sep;26(5):807–34.
174. Lephart SM, Kocher MS, Fu FH, Borsa PA, Harner CD. Proprioception Following Anterior Cruciate Ligament Reconstruction. Vol. 1, *Journal of Sport Rehabilitation*. Human Kinetics Publishers; 1992. 188-196 p.