

LATVIJAS UNIVERSITĀTE
BIOLOĢIJAS FAKULTĀTE
CILVĒKA UN DZĪVNIEKU FIZIOLOĢIJAS KATEDRA

RITENBRAUCĒJU UN VIDĒJI AKTĪVU INDIVĪDU
m. quadriceps MUSKUĻU MORFOFUNKCIONĀLS
SALĪDZINĀJUMS

Bakalaura darbs

Autors: Anastasija Caica

Stud. apl. Nr. Bioac14029

Darba vadītājs: Dr.biol.,asoc.prof. Zbigņevs Marcinkevičs

RĪGA 2017

SATURS

SATURS	2
KOPSAVILKUMS	4
SUMMARY	5
IEVADS	6
1. LITERATŪRAS APSKATS	7
1.1. Augšstilba muskuļu morfofunkcionāls raksturojums	7
1.1.1. <i>m. quadriceps</i> anatomiskās īpatnības	7
1.1.2. <i>m. quadriceps</i> strukturālās īpatnības	8
1.1.3. <i>m. quadriceps</i> funkcionālās īpatnības	12
1.2. Augšstilba muskuļu un tiem pieguļošo audu morfometrijas metodiskās iespējas	13
1.3. Statiskās slodzes īpatnības	17
1.3.1. Audu mehaniskā deformācija statiskas slodzes laikā	17
1.3.2. Asinsrites izmaiņas statiskās slodzes laikā	18
1.4. Augšstilba muskuļu bilaterālā asimetrija	19
2. MATERIĀLI UN METODES	21
2.1. Pētījumā iesaistītās personas	21
2.2. Pētījumā izmantotā aparātūra	21
2.3. Pētījuma protokols	22
2.4. Datu analīze	26
2.5. Datu statistiskā apstrāde	29
3. REZULTĀTI UN DISKUSIJA	30
3.1. <i>m. vastus lateralis</i> un <i>m. rectus femoris</i> bilaterālās asimetrijas izvērtējums	30
3.1.1. Muskuļa RF morfometrisko parametru bilaterālā asimetrija	30
3.1.2. Muskuļa VL morfometrisko parametru bilaterālā asimetrija	33
3.1.3. Maksimālā voluntārā kontrakcijas spēka un augšstilba tilpumu bilaterālās asimetrijas izvērtējums	36
3.2. Muskuļu morfometrisko un fizioloģisko parametru atšķirības riteņbraucējiem, vidēji aktīviem un mazaktīviem indivīdiem	37
3.2.1. Muskuļa RF morfometrisko parametru salīdzinājums starp dažādām grupām	37
3.2.2. Muskuļa VL morfometrisko parametru salīdzinājums starp dažādām grupām	40
3.2.3. Maksimālā voluntārā kontrakcijas spēka un augšstilba tilpumu izvērtējums riteņbraucēju, vidēji aktīvo un mazaktīvo grupām.	43
SECINĀJUMI	45
	2

PATEICĪBAS

46

LITERATŪRAS SARAKSTS

47

KOPSAVILKUMS

Augstu rezultātu sasniegšanai, sportistiem profesionāli trenējoties, tiek panākta sporta veidam raksturīgo kustību optimizācija, kā rezultātā būtiski uzlabojas sniegums, taču “asimetrisko” sporta veida pārstāvjiem var rasties muskuļu asimetrija, kas palielina arī traumu risku. Tāpēc šis bakalaura darbs tiek veltīts skeleta muskuļu morfometrisko parametru bilaterālai novērtēšanai salīdzinot personas ar atšķirīgu fizisko sagatavotību un muskuļa noslogojuma veidu. Bakalaura darba mērķis bija izpētīt *m.quadriceps* muskuļu morfofunkcionālās atšķirības amatieru līmeņa riteņbraucējiem, fiziski vidēji aktīviem un neaktīviem indivīdiem.

Kopā pētījumā piedalījās 28 personas vecumā no 19-34 gadiem: 10 personas mazaktīvo grupā, 10 vidēji aktīvo grupā un 8 personas amatieru līmeņa riteņbraucēju grupā. Muskuļu (*m.vastus lateralis* un *m.rectus femoris*) morfometrisko (penācijas leņķis, muskuļa kūlīša garums, ehogenitāte, muskuļa biezums, augšstilba apjoms) un fizioloģisko parametru (maksimālais volunātrais kontrakcijas spēks) novērtēšanai izmantoja ultrasonogrāfijas metodi, 3D skenēšanu un ekstensijas dinamometriju.

Darba gaitā tika secināts, ka visām izmeklējamām personām neatkarīgi no treniņa (fiziskās aktivitātes) un muskuļu noslodzes veida pastāv neliela muskuļu *m.vastus lateralis* un *m.rectus femoris* morfometrisko parametru bilaterālā asimetrija. Indivīdiem neatkarīgi no fiziskās slodzes pastāv nelielas muskuļu morfometrisko un fizioloģisko parametru individuālās atšķirības. Visvairāk slodzes intensitātes un veidam pakļautie muskuļu *m.vastus lateralis* un *m.rectus femoris* morfometriskie parametri ir muskuļa biezums un muskulim pieguļošo zemādas taukaudu slāņa biezums. Fiziski aktīviem indivīdiem ir lielāks maksimālais voluntārais kontrakcijas spēks salīdzinot ar fiziski mazaktīviem indivīdiem (vislielākais MVC bija riteņbraucēju grupai un vismazākais mazaktīvo indivīdu grupai).

Atslēgas vārdi: Ultrasonogrāfija, augšstilba tilpums, panorāma, muskuļu asimetrija, muskuļu biezums, ehogenitāte, penācijas leņķis, riteņbraucēji.

SUMMARY

To reach high achievements level in competition elite athletes require high intensity training, as it provides optimization of muscle and motor control, which in turn increases performance. However, in some cases, in „asymmetric” sport disciplines intensive training can increase muscle functional asymmetry and imbalance, leading to high susceptibility to muscle and tendon injuries. The present bachelor thesis is devoted to assessment of bilateral differences of muscle morphometric parameters in the group of persons with different physical activity levels and exercise types. The aim of work was to assess the differences of *m.quadriceps* morphometric parameters in 3 different groups: cyclists, moderately active and physically inactive individuals. The study comprises 28 young and healthy volunteers in the age of 19-34 years:10 subjects in physically inactive group, 10 subjects in moderately active group and 8 in cyclist group. The morphometric (echogenicity, pennation angle, muscle thickness, physiological crosssection area) and physiological parameters (MVC) of *m.vastus lateralis* and *m.rectus femoris* were acquired using ultrasonography, 3D scanning and knee-extension dynamometry techniques.

We concluded that all subjects demonstrated small bilateral differences regardless of physical activity level and exercise type. All subjects have small individual differences in muscle morphometric parameters regardless of exercise type and intensity. The most exercise dependent morphometric parameters are muscle thickness and thickness of muscle overlying subcutaneous fat. Moreover, physically active individuals demonstrated higher MVC in comparison to low physical activity group.

Keywords: Ultrasonography, thigh volume, panorama, muscle asymmetry, muscle thickness, echogenicity, pennation angle, cyclists.

IEVADS

Augstu rezultātu sasniegšanai, profesionāli trenējoties, tiek panākta sporta veidam raksturīgo kustību un muskuļu optimizācija, kā rezultātā būtiski uzlabojas sniegums. Šī adaptācija ietver gan motorās kontroles pilnveidojumus- kustību koordināciju, kustību plastiskumu (Verburgh, Scherder, van Lange, & Oosterlaan, 2016; Yarrow, Brown, & Krakauer, 2009), gan vestibulāro funkciju un proprioreceptīvo funkciju (D. S. B. Williams, Murray, & Powell, 2016), gan arī specifiskam motorajam uzdevumam raksturīgo muskuļu pārveidi, (Ferraro, Giammarioli, Chiandotto, Spoletini, & Rosano, 2014; Potthoff, Olson, & Bassel-Duby, 2007). Ir zināms, ka muskuļu adaptācija specifiskai slodzei var radīt arī pārmērīgu muskuļu asimetriju, gan vienas muskuļu grupas atsevišķiem muskuļiem, gan ķermeņa abām pusēm, un ir minējumi, ka pārmērīgs muskuļu disbalanss var palielināt traumu iespējamību, būtiski samazinot sniegumu (McGuine, Brooks, & Hetzel, 2011). Īpatnējs un muskuļu noslogojuma ziņā simetrisks sporta veids ir riteņbraukšana, taču arī riteņbraucējiem ir novērota augšstilba muskuļu funkcionālā asimetrija (Bini & Hume, 2014). Vairumos gadījumos tiek plaši pētīta muskuļu funkcionālā asimetrija, taču joprojām ir maz pētījumu par dažādu sporta veidu ietekmi uz muskuļu morfometriskajām atšķirībām. Šādu pētījumu veikšanai klasiskās metodes nav plaši pielietojamas (MRI ir ļoti dārga un laikietilpīga, biopsijas izmeklējumi ir traumatiski un CT, starojuma dēļ ir kaitīga). Pēdējo triju gadu laikā ievērojami attīstījās ultraskaņas attēlveides metodes, taču joprojām ir relatīvi maz pētījumu par ultrasonogrāfisku muskuļu morfometrijas novērtējumu.

Bakalaura darba mērķis: Izpētīt *m.quadriceps* muskuļu morfofunkcionālās atšķirības amatieru līmeņa riteņbraucējiem, fiziski vidēji aktīviem un neaktīviem indivīdiem.

Darba uzdevumi:

- 1) Salīdzināt triju grupu pārstāvju: amatieru līmeņa riteņbraucēju, fiziski vidēji aktīvu un mazaktīvu indivīdu *m.rectus femoris* un *m.vastus lateralis* morfometrisko parametru bilaterālo asimetriju.
- 2) Salīdzināt triju grupu pārstāvju: amatieru līmeņa riteņbraucēju, fiziski vidēji aktīvu un mazaktīvu indivīdu *m.rectus femoris* un *m.vastus lateralis* morfometrisko parametru lielumus.
- 3) Minētajām grupām veikt augšstilba apjoma, *m.quadriceps* pieguļošo zemādas taukaudu slāņa biezuma un maksimālā voluntārā spēka izvērtēšanu un bilaterālo salīdzināšanu.

1. LITERATŪRAS APSKATS

1.1. Augšstilba muskuļu morfofunkcionāls raksturojums

1.1.1. *m. quadriceps* anatomiskās īpatnības

Augšstilba muskuļus iedala trijās grupās: priekšējā, mediālajā un mugurējā grupā. *m. quadriceps femoris* jeb ciskas četrģalvu muskulis pieder pie augšstilba priekšējiem muskuļiem, kuru primārā funkcija ir veikt kājas ekstensiju ceļgala locītavas vietā un tāpēc tas aizņem praktiski visu augšstilba priekšējo virsmu (Hubbard, Sampson, & Elledge, 1997).

m. quadriceps sākas ar četrām galviņām, kur katru galviņu veido savs atšķirīgs muskulis. Gar kājas sānu laterālajā pusē atrodas ciskas laterālais platais muskulis (*m. vastus lateralis*). (Eglīte, 2004). *m. vastus lateralis* veido lielāko daļu no šīs muskuļu grupas, tas cieši ir piestiprināts pie ciskas platā starpmuskuļa (*m. vastus intermedius*). Piestiprināšanās punktā iekšējā virsmā ir spēcīga aponeiroze, kura pāriet līdzēnā cīpslā iekļaujoties laterālajā patellas stūrī un tālāk apvienojas ar *m. quadriceps* cīpslu. Muskuļa inervāciju veic ciskas nervs (*n. femoralis*), asins apgādi galvenokārt nodrošina augšstilba artērijas dziļais atzars -*arteria femoralis profunda* (Becker, Baxter, & Woodley, 2010). Savukārt, *m. vastus intermedius* sākas no augšstilba kaula priekšējās virsmas, tā šķiedras beidzas priekšējā aponeirozē, kura veido *m. quadriceps* cīpslas dziļāko slāni, kas ir izvietojusies ciskas laterālajā un mediālajā platajā muskulī, virzoties pāri *patella* augšējai daļai (W. Williams, 1879). Ciskas mediālais platais muskulis (*m. vastus medialis*) sākas no augšstilba kaula nelīdzēnās līnijas, un tiek iedalīts divās daļās: proksimālais muskuļa reģions attiecas uz *m. vastus medialis longus* (VML), un distālais reģions attiecas uz *m. vastus medialis oblique* (VMO). Tiek uzskatīts, ka katra muskuļa daļa kustības laikā veic atšķirīgu funkciju (Hubbard et al., 1997). Savukārt, ciskas taisnais muskulis (*m. rectus femoris*) piestiprinās pie zarnu kaula priekšējās apakšējās smailes un stiepjais taisni uz leju *patella* virzienā, robežojoties ar *m. vastus lateralis*, kur apmēram 25-35 % no abu muskuļu garuma ir savienoti (Finni, Havu, Sinha, Usenius, & Cheng, 2008). Augšstilba apakšējā daļā virs ceļa locītavas visas četras muskuļu galviņas savienojas, veidojot spēcīgu cīpslu, kura aptver ceļa kaulu, to dēvē par ceļa kaula saitī (*ligamentum patellae*). (Eglīte, 2004).

Muskuļu funkcionālās spējas ir atkarīgas no daudz un dažādiem faktoriem, kā piemēram, locītavas veida, muskuļa izvietojuma, cīpslu un saišu garumiem, muskuļa tilpuma un inervācijas īpatnībām. Taču īpaša loma ir paša muskuļa morfometriskajiem parametriem, kas sevī iekļauj arī dominējošo šķiedru tipus un to daudzuma savstarpējo attiecību.

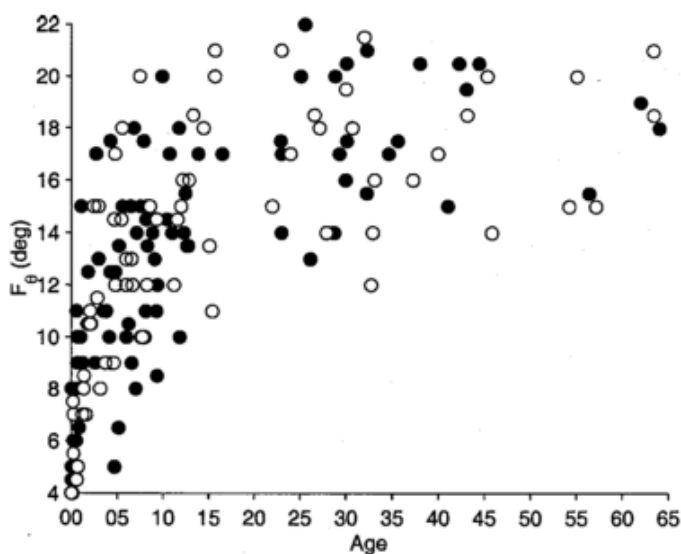
1.1.2. *m. quadriceps* strukturālās īpatnības

Cilvēka ķermenī skeleta muskuļiem ir galvenokārt trīs muskuļšķiedru pamattipi – I, IIA un IIB, kā arī mazākā daudzumā ir sastopamas arī IIAB, IC, IIC. Katru no tiem raksturo to specifiskās īpašības, piemēram, I tipa šķiedras tiek dēvētas par lēnajām oksidatīvajām, IIA par ātrām oksidatīvām, bet IIB ir glikolītiskās, tādēļ arī visātrākās un spēcīgākās. Tādējādi I tipa šķiedras tiek raksturotas ar nelielu ātrumu, salīdzinoši mazu spēku, bet lielu izturību pateicoties aerobam metabolismam, pretēji tiek raksturotas IIB tipa šķiedras, kuras nodrošina lielu spēku un ātrumu, bet tām piemīt maza izturība. Savukārt IIA tipa šķiedras īpašību ziņā ir starp diviem iepriekšminētajiem tiem.

Katram muskulim ir raksturīga noteikta muskuļšķiedru tipu proporcija, ko daļēji determinē ģenētiskie faktori, un lielā mērā arī dzīvesveids, specifisku treniņu rezultātā mainot šķiedru proporciju un ļaujot uzlabot ātruma vai izturības spējas. Ir noskaidrots, ka *vastus lateralis* muskulī šķiedru proporcijas ir aptuveni - 41% I, 1% IC, 1% IIC, 31% IIA, 6% IIAB, un 20% IIB un pastāv arī atšķirības starp dzimumiem, piemēram, pētījumā novērotais šķērzgriezuma laukums trīs galvenajiem muskuļšķiedru tiem vīriešiem bija lielāks nekā sievietēm. Turpretī I tipa šķiedras bija izteiktākas sievietēm (Crill et al., 1999).

***M. quadriceps* penācijas leņķa un muskuļa kūlīšu garuma raksturojums** – muskuļu funkcionālās spējas nosaka, ne tikai šķiedru tips, bet arī kūlīšu (ang.val.-*fascicles*) izvietojums attiecībā pret fasciju. Praksē to neinvazīvi nosaka kā leņķi, kas veidojas starp fasciju un muskuļa kūlīti, dēvējot to par penācijas leņķi (ang.val.-*pennation angle*). Pēdējā laikā kļūstot pieejamākai ultraskaņas attēlveides metodei šo parametru bieži izmanto raksturojot muskuļa kontrakcijas spēku. Pēc penācijas leņķa var aprēķināt arī muskuļa kūlīšu garumu (ja sonogrāfijas attēlā nav redzams pilnais muskuļa kūlīša garums). Taču ne visiem muskuļiem ir iespējams noteikt šo parametru, jo dažiem, šķiedras ir izvietotas paralēli fascijai un neveido leņķi. Savukārt tos, kuru kūlīši veido leņķi ar fasciju sauc par (ang.val.-*pennate muscles*), un tie spēj attīstīt lielāku spēku, bet ar mazāku kustību amplitūdu. Muskuļa penācijas leņķis nosaka muskuļa kontraktīlā materiāla daudzumu un pie mazākiem leņķiem vairāk šķiedru var ievietoties noteiktā muskuļa tilpumā, līdz ar to palielinās muskuļa spēja attīstīt lielāku spēku (Strasser, Draskovits, Praschak, Quittan, & Graf, 2013). No iepriekšējiem pētījumiem ir zināms, ka penācijas leņķis nav konstants, un dzīves laikā tas var vairākkārt mainīties. Parasti līdz 30 gadu vecumam tas palielinās un tad iestājas sava veida plato periods, kuram seko leņķa samazināšanās, skat. 1. attēlā (Binzoni et al., 2001). Pētnieki šo dinamiku skaidro ar muskuļu

masas samazināšanos, ko dažos gadījumos izraisa sarkopēnija (progresējošs skeleta muskuļu un spēka zudums), kā arī fiziskās aktivitātes samazināšanās. Jāatzīmē, ka atsevišķos gadījumos uzturot regulāru fizisko slodzi pat 55 gadu vecumā parametrs var saglabāties praktiski nemainīgs (Strasser et al., 2013). Līdzšinējos pētījumos plaši penācijas leņķa pētījumi tika veikti dzīvniekiem un nedaudz arī cilvēkiem- uz līķiem (Binzoni et al., 2001). Tikai relatīvi nesen atsākās aktīva muskuļu morfometrisko parametru izpēte ar ultrasonogrāfijas (B-režīma attēlveidi) un kodolmagnētisko rezonanses metodi (MRI). (Ichinose, Kanehisa, Ito, Kawakami, & Fukunaga, 1998; Varanoske, 2016).



1.attēls. Penācijas leņķa izmaiņas atkarībā no dzimuma un vecuma, melnie punkti -vīrieši, baltie punkti-sievietes (Binzoni et al., 2001).

Figure 1. Differences of pennation angle depending on gender and age.

Ņemot vērā šī parametra informativitāti, tā noteikšana ir potenciāli interesanta dažādu sporta veidu pārstāvjiem. Tomēr literatūrā pagaidām ir samērā maz datu par penācijas leņķa atšķirībām dažādu sporta veidu pārstāvjiem. Piemēram, elites klases sprinteriem (100 metru distanci spēj veikt 10 sekundēs) *m.vastus lateralis* vidējais penācijas leņķis ir 19.0 °, un muskuļa kūlīšu vidējais garums 8.63 cm. Salīdzinot šos sportistus ar izturības veida pārstāvjiem (5000 m un 42,4 km skrējēji), kur slodze un treniņprocess ir atšķirīgs, var novērot, ka gargabalniekiem leņķis ir lielāks 23.7 °, bet kūlīšu garums ir tikai 6.15cm, kas ir par 2.48 cm īsākas nekā sprinteriem (L. Alegre, Aznar, & Delgado, 2005). Savukārt mazkustīga dzīvesveida personām vidējais penācijas leņķis ir 19.5°,kas varētu šķist pārsteidzoši, jo tas par 5° pārsniedz elites klases sprinterus. Taču salīdzinot šķiedru garumus, šīm grupām ir novērojama liela atšķirība- sprinteriem muskuļa kūlīšu garums ir par 1.5 cm lielāks. Arī

muskuļa biezums šīm grupām stipri variē (robežās no 2.32 līdz 2.75 cm), vislielākais muskuļa biezums tika konstatēts sprinteriem, bet mazākais fiziski neaktīvo personu grupai. (L. Alegre et al., 2005).

Intriģējošs sporta veids augšstilba muskuļu morfometrisko parametru pētījumiem ir riteņbraukšana, jo ir pieskaitāms pie ekstrēma izturības sporta, kur liela slodze ir tieši augšstilba muskuļiem. Par ekstrēmu to var dēvēt arī lielo treniņapjomu dēļ, gadā sasniedzot 30, 000 – 35, 000 km, kas sastāda 25 riteņbraukšanas stundas nedēļā, neskaitot sporta zālē pavadīto treniņlaiku (Hug et al., 2006). Neskatoties uz šī sporta veida lielo popularitāti riteņbraucēju augšstilba muskuļu morfometriskie parametri vēl nav pietiekami izpētīti, it īpaši trūkst informācijas par augšstilba muskuļu penācijas leņķiem, un esošajos pētījumos ir aprakstīti pārsvarā augšstilba muskuļu biezumi un tilpumi salīdzinot tos ar citas specifiskas slodzes trenētām vai netrenētām personām. Ir zināms, ka netrenētām personām daži muskuļi pārsniedz riteņbraucēju muskuļu izmērus. Piemēram *vastus medialis*, *ST*, un *ADL*, ir lielāki tieši netrenētām personām. Tāpēc, ka minot pedāļus, dažiem muskuļiem slodzē ir jāiesaistās vairāk un līdz ar to tie hipertrofējas un attīsta lielāku spēku šādu kustību veikšanai, savukārt pārējie muskuļi pilda vairāk balsta funkciju (Hug et al., 2006). Brughelli ar darba grupu ir salīdzinājuši elites klases riteņbraucēju *vastus lateralis* muskuli ar Austrāliešu futbola spēlētājiem. Futbolistiem tika novērots krietni mazāks penācijas leņķis (19.3°) nekā velobraucējiem (24.9°), taču par 1.7 cm garāki muskuļu kūlīši (Brughelli, Cronin, & Nosaka, 2010). Šie rezultāti, līdztekus sprinteru un gargabalnieku rezultātiem, apstiprina sakarību, ka lielāka spēka un eksplozivitātes (liels ātrums ar kādu iespējams veikt kustību) attīstīšanai būtiskāks ir muskuļu kūlīša garums, jo garākam muskuļa kūlītim ir potenciāli lielāks maksimālais saīsināšanās ātrums (Takishi, Abe Kenya, Kugami, n.d.).

***M.quadriceps* ehogenitātes raksturojums** - cita, samērā nesen izstrādāta metode muskuļu morfofunkcionālo parametru raksturošanai ir tā saucamā ehogenitāte- jeb ultrasonogrāfiskā attēla intensitāte (0-255 vienību robežās). Tā sniedz informāciju par intramuskulāro tauku daudzuma uzkrājumiem konkrētā muskuļa daļā. Turklāt ir pierādīts, ka šādu audu akumulācija visintensīvāk norisinās tieši novecošanās procesā, jo samazinoties muskuļu masai, zināmā mērā notiek, muskuļaudu aizvietošana ar saistaudiem un taukaudiem (Sipila & Suominen, 1991). Palielināta ehogenitāte un saistaudu daudzums ir raksturīgs arī muskuļa bojājuma vietās, sarētošanās dēļ. Pastāv uzskats, ka uzreiz pēc traumas, asins izplūduma gadījumā, ehogenitāte ir atkarīga no fibrīna un eritrocītu klātbūtnes. Savukārt fibrinolīzes laikā ehogenitāte samazinās. (Aspelin, Ekberg, Thorsson, Wilhelmsson, & Westlin, 1992). Joprojām ehogenitātes nozīme ir pretrunīga, jo citi autori uzskata, ka galvenais

ehogenitātes paaugstināšanās iemesls ir tieši saistīts ar intramuskulāro tauku daudzumu muskulī, un rētaudu fibroze (rētaudu veidošanās) būtiski neizmaina ehogenitātes rādītājus (Sipila & Suominen, 1991). Literatūrā ir minējumi, ka zemādas taukaudu slāņa biezums var ietekmēt ehogenitāti, kas savukārt liek kritiski vērtēt ehogenitātes informativitāti attiecībā uz muskuļu struktūru, personām ar palielinātu taukaudu daudzumu (Reimers, Reimers, Wagner, Paetzke, & Pongratz, 1993). Pēdējā laika ehogenitātes izpēte tiek veikta dažādu vecuma grupu personām, klīniskos nolūkos pētot muskuļu masas samazināšanās iemeslus. Jaunās atziņas varētu sekmēt rehabilitācijas procesa efektīvāku norisi. Tā piemēram, salīdzinot jauniešus ar vecāka gada gājuma sarkopēnijas pacientiem, vislielākā ehogenitātes atšķirība ir vērojama starp *m.quadriceps* muskuļiem un *vastus intermedius* muskuļiem (pacienti ehogenitāte attiecīgi par 31,8 % un 19,7 % lielāka nekā jauniešiem). Līdzīgi rezultāti tika iegūti arī pārējiem augšstilba muskuļiem (ehogenitāte ir lielāka, taču vidēji nepārsniedza 15% robežu).

Ņemot vērā ehogenitātes rādītāja korelāciju ar intramuskulāro tauku un rētaudu daudzumu, to varētu izmantot arī muskuļa funkciju novērtēšanā, kā muskuļu spēku raksturojošo lielumu, taču pagaidām literatūrā pieejamie dati ir diezgan pretrunīgi: Strasser un līdzstrādnieku pētījumos sarkopēnijas pacientiem netika novērota korelācija starp MVC un muskuļu ehogenitāti, savukārt jauniešu vidū pastāvēja negatīva korelācija, un to novēroja visiem augšstilba muskuļiem (Strasser et al., 2013). Jāatzīmē, ka ehogenitātei ir nozīme arī citu audu morfofunkcionālo parametru novērtēšanā. Piemēram, veicot ehogenitātes izmeklējumus cīpslām, līdztekus cīpslas biezumam un formai, var vērtēt to ehogenitāti. Labs piemērs ir Malliaras pētījumi ar profesionāliem badmintona spēlētājiem. Autors norāda, ka Ahileja cīpslas formas un biezuma izmaiņas augsti korelē ar ehogenitātes izmaiņām - līdz ar to novērotās ehogenitātes izmaiņas ir saistītas ar sāpju sajūtu. Savukārt novērojot ehogenitātes izmaiņas bez cīpslas formas deformācijas, tas liecināja par pārejošu fizioloģisku fāzi, kuras laikā Ahileja cīpsla vienkārši adaptējās slodzei (Malliaras, Voss, Garau, Richards, & Maffulli, 2012).

Praksē ehogenitāti var noteikt gan invazīvā ceļā, veicot muskuļu biopsiju, gan neinvazīvā, izmantojot ultrasonogrāfijas metodi, turklāt metodes savā starpā ir labi salīdzināmas (Varanoske, 2016). Ehogenitātes noteikšanas pamatā ir melnbalta attēla vidējās intensitātes analīze. Veicot ehogenitātes noteikšanu ar ultrasonogrāfiju, attēla analīzei var izmantot dažādas programmas (ImageJ, Photoshop). Galvenais analīzes priekšnosacījums ir korekti izvēlēts interešu reģions (ROI), kurā nav redzamas fascijas vai kauls (Harris-Love, Seamon, Teixeira, & Ismail, 2016).

Lai gan ehogenitātes noteikšana šķiet vienkārša un pievilcīga, metodei ir arī daudzi tehniski trūkumi. Sonogrāfā jānodrošina nemainīgi iestatījumi un zondes novietojums uz muskuļa. Rezultātus var ietekmēt fizioloģiskie faktori, ūdens daudzums organismā (pie rehidratācijas var palielināties ehogenitāte), kā arī muskuļu pārpūle, kuras laikā audos veidojas mikro traumas. Joprojām literatūrā ir salīdzinoši maz datu par šīs metodes ietekmējošiem faktoriem, tādēļ vēl ir nepieciešama tālāka metodes izpēte (Strasser et al., 2013).

1.1.3. *m.quadriceps* funkcionālās īpatnības

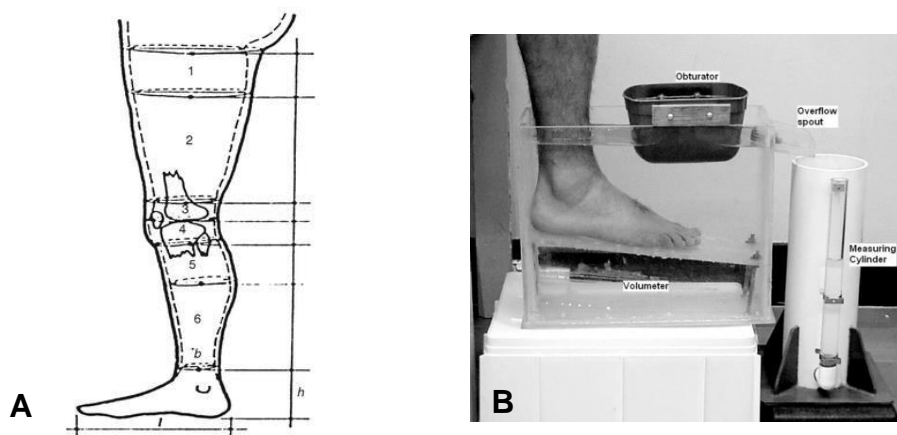
Skeleta muskuļu spēks ir atkarīgs no vairākiem faktoriem: bioķīmiskiem, histoloģiskiem, anatomiskiem, biomehāniskiem un vēl daudziem citiem, līdz ar to dažādu indivīdu muskuļu funkcionālās spējas var būt ļoti atšķirīgas. Atšķirība pastāv ne tikai starp konkrētiem indivīdiem, bet arī starp muskuļu grupām, katra no tām nodrošina specifisku kustību un funkciju īstenošanu. Piemēram, apakšējās ekstremitātes ekstensiju veic *m. quadriceps femoris*, savukārt fleksiju nodrošina augšstilba mugurējā muskuļu grupa (Hubbard et al., 1997). Tāpēc ir ļoti būtiski, lai starp ceļa locītavas fleksoriem un ekstensoriem nepastāv disbalanss, pretējā gadījumā tiek samazināta locītavas stabilitāte, kas negatīvi ietekmē ceļgalu, ilgtermiņā, paaugstinot traumu risku (Knežević & Mirkov, 2011). Lai nodrošinātu harmonisku muskuļu noslodzi, bez atsevišķu muskuļu pārmērīgas hipertrofijas, mioskeletālā sistēmā slodze tiek sadalīta un katrs muskulis iesaistās atšķirīgi, vieniem muskuļiem veicot galveno funkciju, citiem ,savukārt, to stabilizējot (Farahmand, Senavongse, & Amis, 1998).

Muskuļi *vastus medialis* (VM) un *vastus intermedius* (VI) ir vieni no ceļa locītavas ekstensijas veicējiem, proti ekstensoriem. Abi atrodas viens otram tuvu priekšējā medialajā daļā attiecībā pret ciskas kaulu (*femur*). VM un VI darbojas kopā ar vēl diviem *m.quadriceps* muskuļiem *vastus lateralis*, *rectus femoris*, lai nodrošinātu pilnīgu ceļa locītavas darbību. Pēc literatūras datiem ir zināma *m.vastus medialis* loma locītavas stabilizācijā, taču ir maz informācijas par *m.vastus intermedius* mijiedarbību ar *m.vastus medialis*. Tradicionāli tiek minēts, ka VM ir lielākoties atdalīts no priekšējās mediālās ciskas kaula puses ar VI. Savā starpā muskuļi ir atdalīti ar starp muskuļu telpu vai septu. Taču detalizētāk izpētot šo muskuļu morfometriju ir konstatēts, ka VM sastāv no vairākām muskuļu vienībām, kuras viscaur ievietojas VI aponeirozē. Kopā šie muskuļi veido funkcionālu kompleksu, kurš ceļa kustības laikā nodrošina optimālu *patella* novietojumu un sānu kustību ierobežojumu. Savukārt, *m.vastus medialis* ir efektīvs netiešs ekstensors, kurš īpaši ir nozīmīgs ekstensijas terminālajā fāzē, kā arī tas pielāgo visu *m.quadriceps* muskuļu grupas garumu un nodrošina ceļa locītavas pilno kustību. Ja kāds no šiem muskuļiem tiek traumēts vai operēts, tad var izmainīties to savstarpēja mijiedarbība, kas var negatīvi ietekmēt augšstilba muskuli kopumā.

1.2. Augšstilba muskuļu un tiem pieguļošo audu morfometrijas metodiskās iespējas

Lielā mērā muskuļa morfometriskie parametri ir vieni no ekstensijas parametru noteicošajiem faktoriem un augšstilba muskuļa grupas apjoma neinvazīva un vienkārša noteikšana pētniekus interesēja jau izsenis.

Pirmie centieni to noskaidrot balstījās uz pavisam vienkāršu augšstilba izmēru noteikšanu ar metramēru un zemādas tauku slāņa biezuma noteikšanu ar kaliperi, tādējādi iegūstot augšstilba lieso audu apjomu. Metodi nosauca par „nošķelto konusu metode”, jo augšstilbs tiek aproksimēts ar 3 nošķeltiem konusiem, kā redzams 2. Attēlā A (Jones & Pearson, 1969).



2.attēls. Tilpuma noteikšanas metodes. A konusu metode, B ūdens izspiešanas metode

Figure 2. Volume determination method. A , B.

Augšstilba liesā tilpuma noteikšanai tika izmantotas arī neparastākas metodes, kā piemēram ūdens izspiešanas metode, kas balstās uz ūdens tilpuma izspiešanu iegremdējot kāju (apakšstilbu un augšstilbu) piemērotas formas ūdens traukā. Savācot izspiestā ūdens tilpumu tiek izrēķināts arī iegremdētās ekstremitātes tilpums, no kura vēlāk atrēķina ar kaliperi noteikto un aproksimēto zemādas taukaudu tilpumu (Kaulsar Sukul, den Hoed, Johannes, van Dolder, & Benda, 1993). Taču neskatoties uz pietiekami lielo precizitāti, šī metode praksē plašu pielietojumu neguva, galvenokārt, pateicoties izmantotajām „ūdens procedūrām”.

Mūsdienās populāra, un lietošanā ērta ir augšstilba tilpuma noteikšana izmantojot 3D skenēšanu. Procedūra ir samērā ātra (<20 sec), rezultāts precīzs (robežās no 0.1-1 mm), taču ar to nav iespējams noteikt zemādas taukaudu daudzumu, bet papildus tilpumam iespējams iegūt citus parametrus kā, piemēram, augšstilba virsmas laukumu, šķērsriezuma laukumu un

apkārtmērus. Metodes detalizētāks apskats tiek sniegts pamatojoties uz to, ka tā tiek izmantota šajā pētījumā, augšstilba tilpuma noteikšanai.

Praksē pastāv vairāki 3D skenēšanas paņēmieni, taču populārākie ir četri:

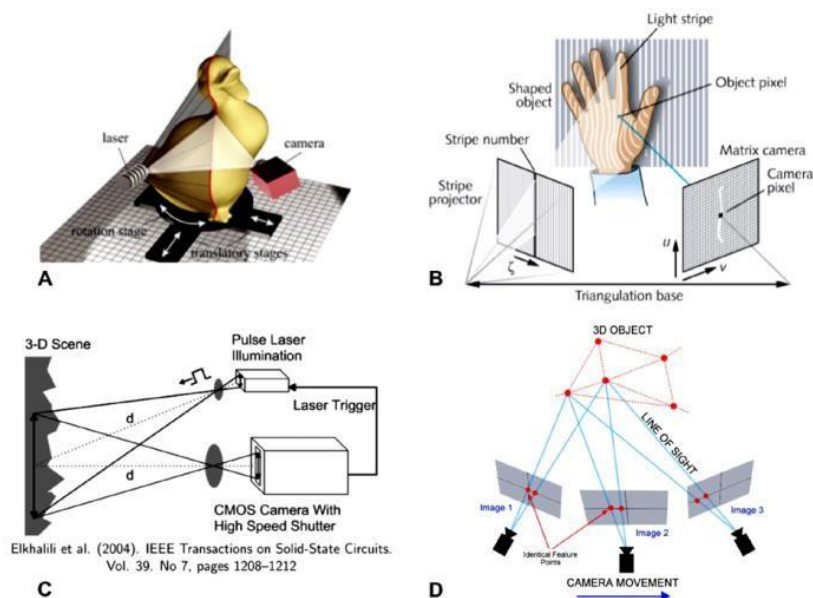
Lāzera skanēšana (tiek izmantota triangulācijas metode), kur ar taisnu lāzera joslu apstaro skenējamo ķermeņa daļu, filmējot ar krāsu kameru lāzera joslas „izliekumus”, un vēlāk ar programmu rekonstruējot objekta izliekumus iegūst 3D attālus kurus savienojot ir iespējams izveidot 3D modeli (skatīt 2. Attēlā A) (Daanen, Brunsmann, & Robinette, 1997).

Lāzerskanēšanas priekšrocības - iespēja skanēt atstarojošu (spīdīgu) virsmu, trūkumi - lēna skanēšana, lāzera starojuma izmantošana, nav iespējams iegūt objekta tekstūru.

Skenēšana projicējot gaismas tīkliņu (*ang.v.-structured light*) ir populārākais un lētākais skanēšanas risinājums, līdz ar to šī metode ir visplašāk pielietota cilvēka ķermeņa un to daļu skanēšanai (skatīt 3. Attēlā B). Princips balstās uz īpaša gaismas paterna (tīkliņa) projicēšanu uz skenējamās virsmas, un iegūtās projekcijas (ko izliec virsmas izliekumi) filmēšanu (Yu, 2012). Pēc paterna izliekumiem tiek izrēķināti virsmas izliekumi un iegūts 3D modelis. Metodes implementācija ir atrodama pazīstamajā Microsoft Kinect Xbox spēļu konsolē, kā arī dažādos 3D datorsensoros (Carmine scanner, Primesense, Israel; Asus Xtion, Asus Corporation, USA) un līdzīgos

„Fotona noietā laika metode” (*ang.-F-TOF Foton time of flight*) ir salīdzinoši jauna, bet samērā dārga un tehnoloģiski sarežģīta (Alhemi, Li, & Deen, 2013). Metodes būtība balstās uz fotonikas principu-tiek mērīta laika aizkave starp gaismas kūli, kad tas tiek izstarots no gaismas avota uz skenējamo objekta virsmu, un atstarojoties atgriežas atpakaļ detektorā (skatīt 3. Attēlā C). Ņemot vērā gaismas lielo izplatīšanās ātrumu un skenējamās virsmas nelielo reljefu, nosakāmajai laika starpībai ir jābūt zem 1ns .

Amatieru vidū pēdējā laikā lielu uzmanību guvusi ir **fotogrammetrijas metode**, to var realizēt bez īpaša gaismas avota, apbruņojoties ar parastu fotoaparātu vai pat mobilā tālruna kameru (skatīt 3. Attēlā D). Metode balstās uz triangulācijas metodi, kur no dažādiem leņķiem tiek uzņemts viens un tas pats objekts. Metodes veiksmīgai darbībai ir nepieciešami algoritmi, kas attēlā spēj atpazīt kopīgos elementus un „sekot” tiem no kadra uz kadru (Qu, Lin, Ju, & Liu, 2015). Šādā veidā 3D objekta ieskanēšana ar vienu kameru prasa ļoti daudz laika, jo ir jāuzņem attēli no visdažādākajiem leņķiem un attālumiem (labas kvalitātes skanējumam ir nepieciešami 50-10 attēlu). Amatieri šādā veidā „skanē” statiskus objektus, tomēr augšstilba skanēšanai šī metode nav īpaši piemērota.



3.attēls. Skanēšanas metodes. A lāzera skanēšana, B skanēšana projicējot gaismas tīkliņu, C fotona laikā noietā metode, D fotogrammetrijas metode.

Figure 3. Scanning methods. A laser scanning, B , C, D.

Pavisam dārga, taču ļoti precīza ir augšstilba apjoma noteikšana ar datortomogrāfiju (CT) un kodolmagnētisko rezonansi (MRI). Taču pirmā ir kaitīga veselībai, bet otrā - nesamērīgi dārga un nepraktiska tik vienkārša parametra noteikšanai, tāpēc tālāk darbā netiek minētas.

Lai gan iepriekšminētās metodes ļauj noteikt augšstilba apjomu, un pat tā lieso tilpumu (atrēķinot zemādas taukus), daudz vērtīgāku informāciju sniedz tieši pašu muskuļu apjoms un tā atvasinātie parametri. Tāpēc laika gaitā tika izveidotas jaunas antropometriskās metodes tieši muskuļa apjoma noteikšanai no audu tilpuma- izmantojot empīrisko sakarību starp lieso augšstilba tilpumu un augšstilba muskuļu apjomu. Rezultātā radās iespēja vienkārši un lēti, noteikt aptuvenu *m.quadriceps* tilpumu un zinot raksturīgo blīvumu arī muskuļa masu (Garten, Groot, Rossman, Gifford, & Richardson, 2014).

Daudz precīzākas „zelta standarta metodes” muskuļa masas noteikšanai ir jau pieminētā MRI un CT, taču dažādu apsvērumu dēļ tās tiek pielietotas vairāk pētnieciskos nolūkos, nevis kā sava veida „monitoring instruments” starp treniņa sesijām, vērtējot muskuļa morfometriskās izmaiņas. Perspektīva miofasciālas izmeklēšanas metode ir ultrasonogrāfija, kas pēdējos gados gūst ar vien lielāku popularitāti lētuma, nekaitīguma un portativitātes dēļ. Metode balstās uz ultraskaņas īpašībām audos. Ultraskaņa ir droša, neinvazīva un nerada nepatīkamas izjūtas, ar tās palīdzību var iegūt ķermeņa iekšējo audu un kaulu attēlu, izmantojot skaņas viļņus. Netiek izmantots jonizējošais starojums (kā tas ir rentgena izmeklējumos).

Jāpiebilst, arī tas, ka ultrasonogrāfijas izmeklējuma laikā var iegūt attēlu reālajā laikā, novērot dažādu struktūru un orgānu kustību ķermenī, kā arī detektēt asins plūsmu asinsvados (Reeves, Maganaris, & Narici, 2004). Atkarībā no izmeklējuma mērķa tiek pielietotas dažādas zondes.

Svarīgs komponents ir gēls, kurš atrodas starp zondi un izmeklējamo ādas rajonu, tas novērš signāla trokšņus, un neizkļiedē ultraskaņu. Neatkarīgi no zondes veida tās uzbūvē ir pjezoelektriskais elements, kas ir ļoti būtiska daļa ultraskaņas viļņu radīšanā un līdz ar to attēla izveidē. Pjezoelektriskais efekts raksturojas ar elektroenerģijas izveidi izmantojot citu enerģijas resursu (spiedienu) uz kristālu. Vārds Pjezo ir atvasināts no Grieķu izcelsmes vārda, kas nozīmē spiedienu. Ultrasonogrāfijas gadījumā tas tiek definēts kā skaņas viļņu izveide no pārveidotāja, kad noteikts elektriskais lādiņš izraisa vibrāciju. Skaņas viļņi, kuri nāk no Pjezo elementa tiek dēvēti arī par pulsus. Šis process arī ir pazīstams kā inversais un reversais pjezoelektriskais efekts. Tiešais efekts rodas, ja skaņas viļņi no audiem atgriežas uz pārveidotāju un tā rezultāta veidojas elektriskais potenciāls, savukārt cits elektiskā lādiņa modelis, kas veidojas skaņas viļņiem atgriežoties tiek izmantots attēla izveidei ultrasonogrāfa ekrānā. (Strakowski, 2016).

Visbiežāk muskuļa apjoma noteikšanai ar ultrasonogrāfiju izmanto tā saucamo B-režīmu (ang.val.-B-mode, Brightness mode), kurā vizualizē augšstilba šķērsriezumu, un ja muskulis nav liels, (ietilpst redzes laukā), kā tas ir piemēram ar *m.rectus femoris* pēc noteikta attāluma veic secīgus muskuļa šķērsriezuma mērījumus, virzienā no augšstilba sākuma līdz pat ceļgalam (Infantolino, Gales, Winter, & Challis, 2007). Īpašā programmā vēlāk tos apvienojot kopējā 3D modelī.

Taču lielākoties sonogrāfa redzes lauks ir neliels <10 cm un tādēļ nav iespējams vizualizēt visu muskuli (Ahtiainen et al., 2010). Tādos gadījumos veic muskuļa atsevišķu šķērsriezuma segmenta nelielu daļu skanēšanu un vēlāk ar programmatūras palīdzību, vai manuāli apvieno kopējā šķērsriezuma panorāmā. Atkarībā no muskuļa projekcijas šķērsriezuma panorāmā var tikt noteikts tikai tilpums, vai arī papildus rekonstruēta muskuļa forma (Infantolino et al., 2007).

Tilpuma noteikšanai parasti izmanto Kavaljeri principu- ķermeņa tilpums ir vienāds ar tā paralēlo šķērsriezumu laukumu summas reizinājumu ar griezuma biezumu (Michel, Cruz, & Orive, 1988).

Galvenie sarežģījumi tilpuma iegūšanai no sonogrāfijas B-mode attēliem ir šķērsriezuma panorāmas izveidošana no atsevišķiem skanējuma fragmentiem, jo tam vēl nav izstrādāta speciālā programmatūra un pētnieki izmanto programmatūru, kas paredzēta dabas ainavu apstrādei neņemot vērā ultrasonogrāfijas attēla īpatnības.

1.3. Statiskās slodzes īpatnības

1.3.1. Audu mehāniskā deformācija statiskās slodzes laikā

Statiska slodze ir neatņemama ikdienas kustību sastāvdaļa, piemēram, objektu celšana un nešana, arī ir daudzu sporta veidu komponente ir šāda tipa slodze, kur nepieciešams fiksēt un noturēt pozu (Plowman & Smith, n.d.). Gan statiskas, gan dinamiskas slodzes laikā notiek muskuļu un tiem pieguļošo audu mehānisko īpašību izmaiņas – tie var deformēties (Finni, Havu, Sinha, Usenius, & Cheng, 2008; Su, Zou, & Guo, 2009). Deformāciju sekmē dažādi faktori - slodzes intensitāte, ārēja kompresija un c. Lai veiktu muskuļu un audu funkcionālo monitoringu, parasti izmanto virsmas elektromiogrāfiju (EGM), taču šai metodei ir trūkumi, ar to nav iespējas piekļūt dziļajiem muskuļiem, rodas arī sarežģījumi ar blakusesošu muskuļu mijiedarbību, tādējādi metodes izmantošana ir ierobežota. Tādēļ dziļo muskuļu morfofunkcionālajam raksturojumam var pielietot ultrasonogrāfijas metodi (Delaney, Worsley, Warner, Taylor, & Stokes, 2010).

Metodes būtība ir balstīta uz muskuļu parametru izmaiņām (strukturālajām un viskoelastiskajām) kontrakcijas laikā. Piemēram, veicot ceļa ekstensiju ar maksimālu un submaksimālu MVC. Slodzes laikā muskuļa *m.rectus femoris* platums samazinās, bet EMG aktivitāte pieaug. Pie maksimālā MVC muskuļa platums variē $3,2 \pm 0,5$ cm robežās, kas ir par 25 % mazāks nekā mierā ($4,4 \pm 0,7$ cm). Savukārt, šķērsriezuma laukuma vērtība lineāri samazinās par aptuveni 18% (Delaney et al., 2010). Līdzīgi rezultāti tika iegūti mūsu grupas iepriekš veiktajos pētījumos- tika novērots, ka ceļgala statiskās ekstensijas laikā, novērojams būtisks *m.vastus lateralis* biezuma samazinājums (25 %), taču muskulim pieguļošo taukaudu biezums saglabājas relatīvi vienmērīgs (Caica & Marcinkevičs, 2017).

Ir zināms, ka ātrums ar kādu muskuļa kūlītis saīsinās, radot spēku, ir atkarīgs no sazobes muskuļu vēderiņā. Fascijas garums ir atkarīgs gan no iestiepuma, gan arī no muskuļa biezuma. Muskuļa biezums un fascijas iestiepums samazinās statiskās slodzes izraisītās kompresijas rezultātā. Lai gan pierādījumi liecina, ka kompresijai ir labvēlīga ietekme, uz muskuļa reģionālo asinsriti, tā neizraisa būtiskas izmaiņas aktīvā spēka pieaugumā. Kas zināmā mērā apšaubā snieguma palielināšanu ietekmējot muskuļa spēku ar dažādiem kompresijas apģērbiem (Wakeling, Jackman, & Namburete, 2013)

1.3.2. Asinsrites izmaiņas statistiskās slodzes laikā

Muskuļa pilnvērtīgai kontrakcijai ir nepieciešams metaboliskais nodrošinājums ar enerģijas substrātiem un skābekli, kā arī galaproduktu optimāla izvadīšana, ko nodrošina sirds asinsrites sistēma. Īpašs izaicinājums sirds asinsrites sistēmai ir statistiskā slodze. Kardiovaskulārās sistēmas reakcija uz statistisku slodzi galvenokārt ir atkarīga no kontrakcijas intensitātes un ilguma. Intensitāti parasti izsaka procentuāli no maksimālā voluntārā kontrakcijas spēka (MVC).

Statiskas slodzes laikā sistēmiskās asinsrites atbildes reakcijā ir vērojama strauja sistoliskā un diastoliskā spiediena paaugstināšanās, šādu parametru maiņu dēvē par *presoro reakciju*, kā rezultātā ievērojami palielinās arī vidējais arteriālais spiediens. Paaugstinās sirdsdarbības frekvence un sirds sistoles tilpums. (Plowman & Smith, n.d.). Piemēram, suņiem veicot elektriski inducētu statistisku kontrakciju sirds izviedes tilpums pieauga no 5,7 l/min miera stāvoklī, līdz 10,9 l/min stimulācijas laikā (Kilbom & Persson, 1982). Parasti zemas intensitātes slodzē, kreisā kambara izviedes frakcija (*stroke volume, SV*) saglabājas relatīvi nemainīga, taču slodzei pieaugot frakcija samazinās, un pēc strauja slodzes pārtraukuma kreisā kambara izviedes frakcija momentāni pieaug. Reakcijas pamatā ir paaugstināts krūškurvja spiediens, kas saspiež dobo vēnu (*vena cava*), tādējādi samazinot venozo asiņu pieplūdi sirdij. Ir labi zināms, ka jebkura muskuļu darba laikā, muskuļiem ir nepieciešama intensīvāka vielmaiņa, taču statistiskās slodzes laikā muskulis rada intramuskulāro spiedienu, kas var vairākkārtīgi pārsniegt arteriālo asinsspiedienu, nospiežot artērijas un pārtraucot vai būtiski samazinot asinsplūsmu. Samazinātas perfūzijas apstākļos pieaug metabolītu akumulācija (adenozīna difosfāts ADP un c.) un tie stimulē sensoros nervgaļus, izraisot metaborefleksu, kas iekļaujas kopējā presorajā reakcijā (Plowman & Smith, n.d.). Šajā ziņā statistiskā slodze stipri atšķiras no dinamiskās, jo dinamiskās slodzes laikā asinsvadu kompresija notiek tikai īsu kontrakcijas brīdī. Pētījumos ar *m.quadriceps* asinsapgādi ir konstatēts, ceļa ekstensijas laikā asins plūsma muskulim pieaug līdz proporcionāli slodzes intensitātei, taču sasniedzot noteiktu intensitāti (aptuveni 25 % no MVC), notiek asinsvadu daļēja kompresija, un slodzei vēl vairāk pieaugot plūsma var arī samazināties. Šis sliekšnis dažādiem muskuļiem var būt atšķirīgs un atkarīgs no daudz dažādiem faktoriem (Kilbom & Persson, 1982). Par apstiprinājumu augstākminētajam ir Marcinkevics (Caica & Marcinkevičs, 2017) un līdzstrādnieku pētījums, parādot, ka īsa (30 sec.), bet relatīvi spēcīga (55% no MVC) ceļa statistiskā ekstensija, nerada būtiskus *m.quadriceps* perfūzijas traucējumus.

1.4. Augšstilba muskuļu bilaterālā asimetrija

Cilvēkiem piemīt tieksme vienu ķermeņa pusi iesaistīt dažādās aktivitātēs vairāk nekā otru, un šo tendenci raksturo, tā saucamā bilaterālā asimetrija, kas nosaka, kurai no pusēm konkrētā darbībā ir priekšroka. Šāda asimetrija var izpausties ikdienas ierastajās aktivitātēs un attiecināma teju uz visām fizioloģiskajām funkcijām, ko nodrošina pāra struktūras (dzirde, redze, u.tt). Tiek uzskatīts ka, laterālā dominance veidojas balstoties uz smadzeņu pusložu aktivāciju, veidojoties jau agrīnā attīstības stadijā, taču šis jautājums joprojām ir neviennozīmīgs, jo dominanci dzīves laikā var mainīt dažādi faktori. Par labu asimetrijas kompleksai izcelsmei ir novērojumi, ka ne vienmēr novērotā asimetrija dažādu orgānu sistēmām sakrīt, tā piemēram var būt vadošā kāja spērienam, taču kreisā acs skatoties tālskatī u.tt.. Valda uzskats, ka ģenētiski šo parametru ietekmē vien 10 līdz 20 % un tālākā attīstība ir atkarīga no apkārtējiem ietekmes faktoriem un pielāgošanās konkrētajai videi (Carpes, Mota, & Faria, 2010a). Muskuļu spēka un lokanības asimetrija starp abiem augšstilbiem, kā arī spēka attiecība starp agonistiem un antagonistiem spēlē lielu lomu sporta veidos, kur kustības ir vērstas tieši uz asimetriju. (Daneshjoo, Rahnama, Mokhtar, & Yusof, 2013). Šādi asimetriski pielāgojumi visbiežāk ir vērojami tā saucamajiem (*ang.v.- one-legged*) sportistiem, pie tiem var pieskaitīt futbolistus, tāllēcējus, augstlēcējus un c, kas sistemātiski pārslogo atspēriena vai vadošo kāju, veicinot būtiskas bilaterālās asimetrijas veidošanos. Savukārt ir arī sporta veidi, kas ir vairāk „simetriski”, un šādus sporta veida pārstāvjus dēvē par (*ang.v.-two-legged*), jo viņi sadala slodzi vienmērīgi, slogojot abas ķermeņa puses. Piemēram, riteņbraucēji, peldētāji, skrējēji - tiem asimetrija ir novērojama krietni retāk (Valdez, 2003). Neskatoties uz to, ka „asimetrisko” sporta veidu priekšnoteikums snieguma būtiskam uzlabojumam ir noteiktas pakāpes bilaterālā asimetrija, piemēram, tāllēkšanā atspēriena kājai ir jābūt spēcīgākai nekā vēziena, nodrošinot tālāku lēcieni. Izveidotais muskuļu disbalanss var būtiski palielināt arī traumu risku. Pēc traumām ir nepieciešama ilgstoša rehabilitācija, un ne vienmēr ir iespējams pilnībā atjaunot iepriekšējo funkcionalitāti, līdz ar to sniegums nereti krītas. Praksē pieņemts lielums, kas raksturo līdzsvaru starp muskuļiem ir tā saucamā hamstringu un kvadricepsu attiecība, jeb (H:Q ratio, *hamstrings to quadriceps*). Literatūrā Q:H attiecības referentā vērtība ir robežās no 50% līdz 80% (atkarībā no ceļa locītavas leņķa), taču citos avotos tiek minētas pavisam citas vērtības, un jau pie attiecības, kas pārsniedz 60% ir nepieciešama rehabilitācija (Kong & Burns, 2010). Izpētot vairākus literatūras avotus var secināt, ka Q:H parametra variācija ir pārāk liela, lai to varētu izmantot kā drošu kritēriju.

Interesants „simetriskais” sporta veids ir riteņbraukšana. Pastāv izplatīts uzskats, ka lielāka jauda riteņbraukšanas laikā ir cieši saistīta ar spēju pēc iespējas efektīvāk vērst spēku

uz pedāļiem. Dažos pētījumos analizējot riteņbraucēju spēka un griezes momentu, būtiska asimetrija netika konstatēta (Bini & Hume, 2014). Taču pastāv arī pētījumi, kuros minēta asimetrija 5% - 20%, turklāt tā ir atkarīga no slodzes intensitātes (Carpes, Mota, & Faria, 2010b).

Pie lielākas slodzes asimetrija izlīdzinās, iespējams, liela slodze riteņbraucējiem tiek saistīta ne tikai ar pedāļu mīšanas simetrijas pieaugumu, bet arī ar muskuļu nogurumu, kurš sekmē motoro vienību sinhronizāciju. (Carpes et al., 2011). Diemžēl netika identificēti raksti, kuros būtu analizēti riteņbraucēju m.quadriceps morfometriskie parametri salīdzinot to asimetriju, riteņbraucēju un mazaktīvo indivīdu grupām.

2. MATERIĀLI UN METODEDES

2.1. Pētījumā iesaistītās personas

Pētījumā piedalījās 28 vīrieši (vecums 23.2 ± 4.8 , svars 74.9 ± 7.6 , augums 183.2 ± 6.5 , masas indekss 22 ± 2). Dalībnieki veidoja trīs grupas, vienu pārstāvēja amatieru līmeņa riteņbraucēji, otru grupu veidoja fiziski aktīvi indivīdi, savukārt trešo grupu mazaktīvi vīrieši, kas vispār nebrauc uz velosipēda. Katrs dalībnieks tika informēts par pētījuma gaitu, kā arī sniedza apliecinājumu par labprātīgu piedalīšanos pētījumā. Personas jebkurā brīdī varēja atteikties no dalības, visi iegūtie dati bija anonīmi un tos apstrādāja nezinot pie kuras grupas dotā persona pieder.

2.2. Pētījumā izmantotā aparatūra

Ierīce: Ultrasonogrāfs

Izgatavotājs: GE Healthcare

Modelis: GE Logiq e BT12

Valsts – izgatavotāja: ASV

Ultrasonogrāfs GE Logiq e BT12 (skatīt 9. attēlā) ir ar augstu izšķirtspēju – 0,1mm. Tā darbības principa pamatā ir ultraskaņa. Sonogrāfs ir aprīkots ar iespēju mainīt dažādas zondes, bakalaura darba ietvaros izmantoja lineāro zondi - 12L-RS (5.0-13.0 MHz). Ierīce darbojas B (brightness) režīmā, tas nozīmē, ka audus ir iespējams vizualizēt divās dimensijās



4. attēls. Ultrasonogrāfa modelis GE Logiq e BT12

Figure 4. GE Logiq e Ultrasound Machine

Ierīce: 3D skaneris

Izgatavotājs: PrimeSens

Modelis: RD Carmina 1.09

Valsts – izgatavotāja: Izraēla

3D skaneris modeļa izveides procesā izmanto infrasarkanā struktūrgaismu, kuras dziļuma izšķirtspēja ir 1mm. Skaneris ir aprīkots arī ar parastu kameru, kura nodrošina objekta tekstūras rekonstruēšanu. Modeļa rekonstruēšanai un apstrādei ir nepieciešama lietotājprogramma –Artec Studio 9.0, kurā var veikt dažādas nepieciešamās manipulācijas – tilpuma, šķērsriezuma laukuma, perimetra mērījumus.



5. attēls. 3D skaneris - RD Carmina 1.09

Figure 5. 3D scanner - RD Carmina 1.09

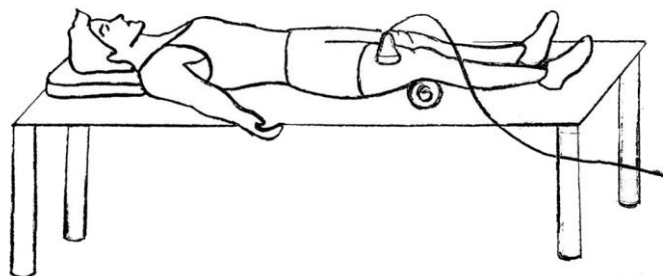
2.3. Pētījuma protokols

Pētījuma protokols sastāvēja no trīs etapiem. Pirmajā tika veikti ultrasonogrāfiski izmeklējumi *m.quadriceps* muskuļiem (*m.rectus femoris* un *m.vastus lateralis*). Otrajā tika noskaidrots izmeklējamās personas augšstilba muskuļu statiskās ekstensijas maksimālais voluntārais kontrakcijas spēks (MVC), savukārt trešajā etapā tika veikta personas augšstilbu 3D skanēšana.

Pirmajā pētījuma protokola daļā izmeklējamās personas sākotnēji tika iepazīstinātas ar pētījuma gaitu, tika aizpildīta informatīva anketa par ikdienas slodzes intensitāti, iegūti antropometriskie parametri (svars un augums).

Ultrasonogrāfijas izmeklējums ietvēra triju dažādu parametru bilaterālu noteikšanu – muskuļu *m.vastus lateralis* un *m.rectus femoris* ehogenitāti, penācijas leņķi un šķērsriezuma laukumu. Pirms mērījuma veikšanas tika noteikts augšstilba garums un ar nomazgājamu marķieri atzīmēta US mērījumu vieta- atradās augšstilba garuma viduspunktā, attālums tika izvēlēts balstoties uz citu pētnieku pieredzi (Varanoske, 2016). Lai precīzi noteiktu šo vietu, tika sataustīts *trohanter* un no tā ar mērlenti nomērīts līdz *patella* augšējā stūrim. Pēc mērījuma vietas noteikšanas un atzīmēšanas, izmeklējamā persona ieņēma guļus stāvokli uz

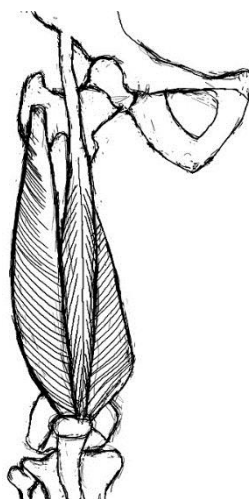
kušetes, zem ceļa locītavām tika novietots mīksts atbalsta rullis, lai nodrošinātu augšstilba muskuļu atslābumu. Ehogenitātes mērījumi katram muskulim tika veikti vienā vietā garengriezumā un šķērsgriezumā, lai nodrošinātu lielāku precizitāti, katram ehogenitātes mērījumam ieguva divus attēlus. Personas atrašanās stāvokli mērījuma laikā skatīt 6. attēlā.



6. attēls. Izmeklējamās personas stāvoklis ehogenitātes un RF penācijas leņķa mērījumu laikā.

Figure 6. Person position during echogenicity and RF pennation angle measurements.

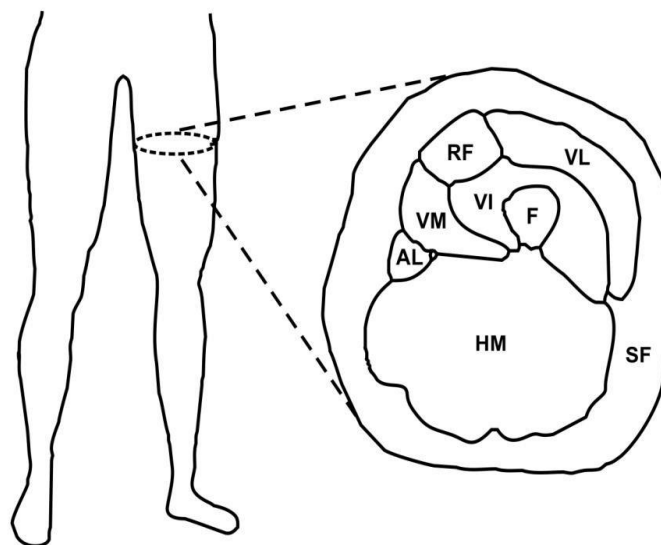
Tad sekoja ultrasonogrāfisko attēlu iegūšana penācijas leņķa noteikšanai. Muskulim *m.rectus femoris* attēli tika iegūti tajā pašā guļus stāvoklī, savukārt *m.vastus lateralis* gadījumā persona ieņēma guļus stāvokli uz sāna, nodrošinot lielāku muskuļa atslābumu, kas ir ļoti būtiski šī parametra korektai noteikšanai. Ultrasonogrāfiskās izmeklēšanas laikā tika lietots liels gēla daudzums, lai novērstu audu kompresiju, jo iegūtie attēli vēlāk tika izmantoti arī muskuļa biezuma un zemādas tauku slāņa biezuma noteikšanai. Tā pat kā ehogenitātes noteikšanā arī šajā gadījumā veica divu B-režīma attēlu pierakstu.



7. attēls. *M. quadricepsa* muskuļi un to penācija.

Figure 7. Pennation of *m. quadriceps* muscles.

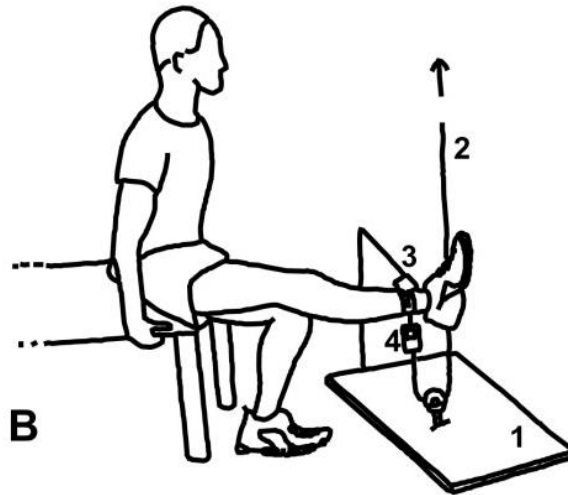
Kā pēdējais izmeklējums, tika veikta augšstilba B-režīma video ierakstīšana, ar kura palīdzību noteica *m.quadriceps* muskuļu šķērsriezuma laukumus (RF un VL). Video reģistrācijas brīdī, izmeklējamā persona atradās stāvus pozīcijā uz paaugstinājuma, lai varētu ērtāk veikt manevru ar zondi. Izmeklējamai personai tika lūgts lielāko ķermeņa svara daļu pārnest uz kāju, kura uz to brīdi netika izmeklēta. Uz mērāmās kājas augšstilba tika novietots īpaši pagatavots trafarets, kuru novietoja jau iepriekš atzīmētajās pozīcijās. Trafarets nodrošināja ultrasonogrāfa zondes precīzu un plūstošu trajektoriju sonografēšanas laikā.



8. attēls. Augšstilba šķērsriezums skanēšanas vietā. AL abductor longus, VM vastus medialis, RF rectus femoris, VL vastus lateralis, VI vastus intermedius, F femur, HM hamstring, SF subcutaneous fat.

Figure 8. Thigh cross-section at scanning region. AL abductor longus, VM vastus medialis, RF rectus femoris, VL vastus lateralis, VI vastus intermedius, F femur, HM hamstring, SF subcutaneous fat.

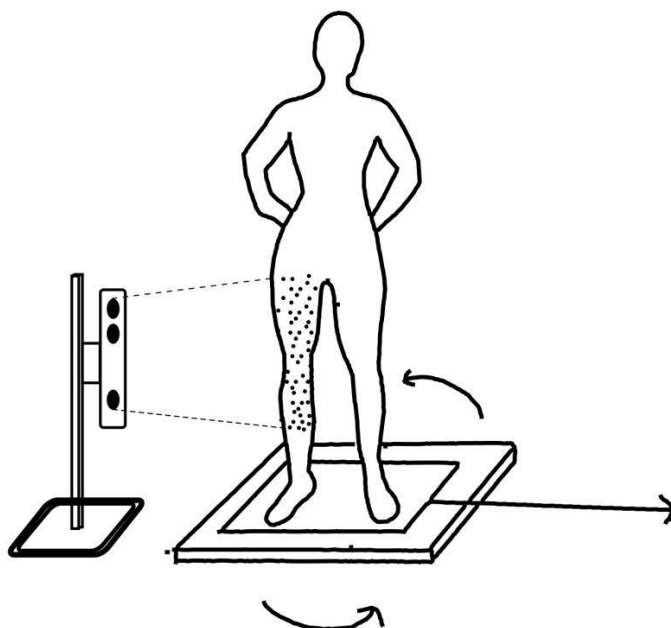
Otrajā pētījumā daļā personām abām kājām noteica maksimālo voluntāro kontrakcijas spēku (MVC). Tā noteikšanai tika izmantota platforma uz kuras novietots neliels atbalsta gredzens, kurā ievēra šņori, piekāra elektroniskos svarus un otru šņores galu nostiprināja virs potītes. Pētījuma dalībniekam bija jāveic ceļgala ekstensija un jānotur kāja nemainīgā pozīcijā tik ilgi kamēr viņš spēja pretoties pretestībai. Kad kāja nolaidās zemāk par uzstādīto augstuma references punktu, no svariem tika nolasīta MVC vērtība. Katrai kājai veica 2 mēģinājumus, lai novērstu iepriekš traucējušos faktoros, piemēram, neērta sēdēšanas poza, vai pārāk vaļīga mehānisma nostiprināšana uz potītes.



9. attēls. B – MVC noteikšana. 1. Platforma ar rotējošu element, 2. Šņore pretestības nodrošināšanai, 3. Referentā atzīme, 4. Svari MVC noteikšanai.

Figure 9. B – MVC determination. 1. Platform with rotation element, 2. Cable for making resistance, 3. Stand like reference point for right leg height (individual adjustable), 4. Scale for MVC determination.

Trešajā pētījuma etapā katram dalībniekam veica 3D augšstilba modeļa izveidi (augšstilbu tilpumu noteikšanai), izmantojot skaneri – RD Carmina 1.09 un lietotājprogrammu – Artec Studio 9.0. Persona nostājās uz rotējošas platformas, kuru pagrieza ar īpašas šņores palīdzību (skatīt 10. attēlā). Svarīgi bija ievērot optimālu distanci starp 3D skaneri un skanējamo objektu, šajā gadījumā optimālais attālums bija 60 cm. Rotējošā platforma tika pielietota, jo skanēšana notika ar viena skanera palīdzību un augšstilbs bija redzams tikai no vienas puses.



10. attēls. Skanēšana uz rotējošās platformas.

Figure 10. Scanning on platform.

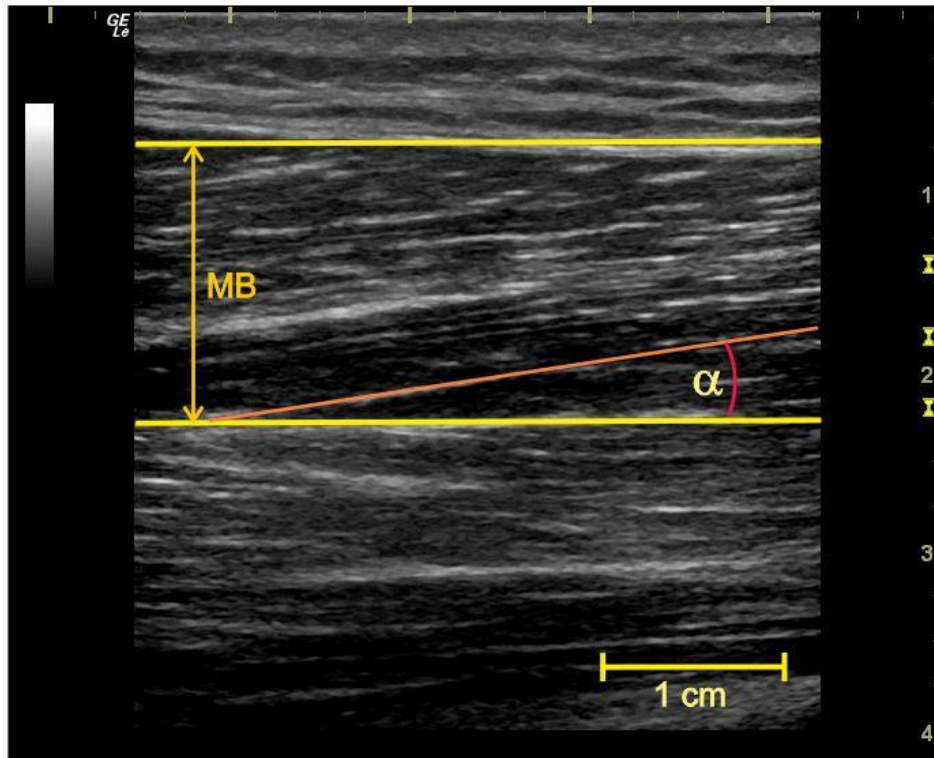
2.4. Datu analīze

Datu analīze sastāvēja no vairākiem etapiem, proti, katrai pētījuma protokola daļai tika veikta atsevišķa analīze.

Ultrasonogrāfijas attēlu un video analīze sastāvēja no vairākām secīgām daļām:

Pirms iegūto attēlu analīzes uzsākšanas, tie tika sašķiroti un atlasīti pēc uzstādītajiem kritērijiem. Piemēram, svarīgākais nosacījums attēliem, no kuriem ieguva penācijas leņķus bija skaidri saskatāmi muskuļu kūlīši un to virzieni, kā arī skaidri saredzama muskuļa apakšējā fascija. Visu sonogrāfisko attēlu apstrādi veica ar ImageJ brīvpiekļuves programmu. Muskuļu šķērsriezumu noteikšanai nepieciešamos panorāmas attēlus ieguva sadalot ultraskaņas video atsevišķos kadrus ar VirtualDub video apstrādes programmu, un panorāmu izveidoja manuāli „salīmējot” atsevišķus B-režīma attēlus Adobe Photoshop 7.0 programmā.

Vidējā penācijas leņķa noteikšana – B- režīma ultrasonogrāfijas attēlā tika noteikts triju muskuļu kūlīšu leņķis pret apakšējo muskuļa fasciju un no šīm vērtībām izrēķināts vidējais aritmētiskais un variācijas koeficients ($c_v = \frac{\sigma}{\mu} \times 100$), kur σ – standartnovirze, μ – vidējais aritmētiskais. Penācijas leņķa noteikšana attēlota 11. attēlā.



11. attēls. Attēlu apvienotā panorama muskuļu CSA noteikšanai

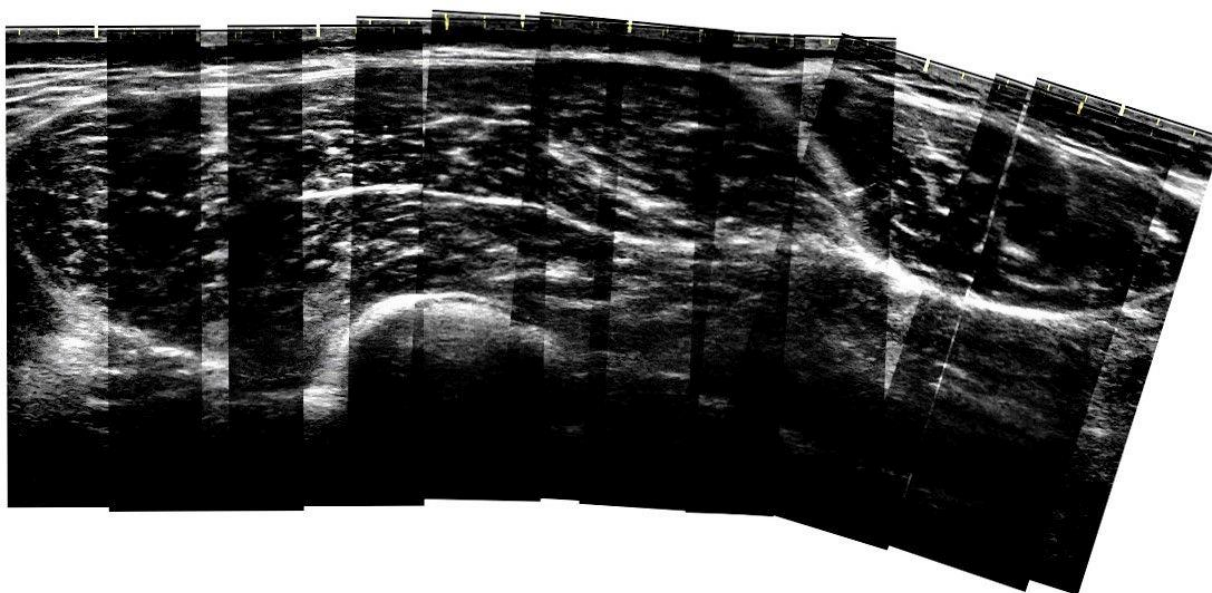
Figure 11. Pennation of m. quadriceps muscles.

Vidējais šķiedru garums – tika aprēķināts no muskuļa vidējā biezuma un penācijas leņķa ($F_t = \frac{F_m}{\cos(\alpha)}$), kur F_m – muskuļa biezums, α – penācijas leņķis (radiānos).

Muskuļu vidējā biezuma noteikšana – B –režīma attēlā noteica muskuļa biezumu (no augšējās līdz apakšējai fascijai) trijās vietās un no iegūtajiem biezumiem izrēķināja vidējo aritmētisko un variācijas koeficientu (aprēķinos izmantojot iepriekšminētās formulas).

Zemādas taukaudu slāņa biezuma noteikšana – B –režīma attēlā noteica zemādas taukaudu slāņa biezumu (no ādas līdz muskuļa augšējai fascijai) trijās vietās un no iegūtajiem biezumiem izrēķināja vidējo aritmētisko, un variācijas koeficientu, pēc iepriekšminētās formulas.

PCSA aprēķināšana - no B – režīma video, decimējot un kadrējot programmā VirtualDub, ieguva attēlus, kurus manuāli apvienoja vienotā panorāmā izmantojot Adobe Photoshop 7.0.programmatūru. Nākamajā apstrādes etapā iegūtajos panorāmas attēlos ar ImageJ manuāli izmērīja (apvilka) muskuļa CSA (mm^2). Vēlāk, izmantojot iegūto CSA un penācijas leņķi aprēķināja muskuļa fizioloģisko šķērsriezuma laukumu (PCSA) pēc formulas – ($PCSA = \frac{CSA}{\cos\alpha}$), kur α – penācijas leņķis radiānos.



12. attēls. Attēlu apvienotā panorāma muskuļu CSA noteikšanai.

Figure 12. Panoram image for CSA determination.

Ehogenitātes noteikšana – veica B – mode attēliem, gan garengriezumā, gan šķērsgriezumā, izmantojot ImageJ programmas histogrammas analīzes funkciju, iezīmējot attēlā laukumu starp abām muskuļa fascijām, iegūtā vērtība bija vidējā bildes intensitāte (no 0 līdz 255). Garengriezumā un šķērsgriezumā noteiktiem ehogenitātes datiem izrēķināja variācijas koeficientu un vidējo aritmētisko vērtību.

Augšstilbu 3D modeļu izveide ietvēra vairākus etapus:

Augšstilbu tilpumu noteikšana - pētāmās personas ķermeņa apakšējo daļu ieskenēja ar 3D skeneri izmantojot ARTEC studio 9.0 programnodrošinājumu, iegūtajam modelim veica vairākus uzlabojumus un rekonstruēšanu, kam sekoja augšstilbu tilpumu noteikšana (L). Visām izmeklējamām personām tilpumus noteica vienādā veidā, augšstilbu „nogriežot” virs ceļa

locītavas. Šādā veidā iegūto rezultātu korektumu apliecina iepriekš veiktie pētījumi (Caica & Marcinkevičs, 2017).

Bilaterālās asimetrijas aprēķins

Bilaterālo asimetriju visiem iegūtajiem parametriem aprēķināja kā moduli starpībai starp labās un kreisās puses parametriem.

2.5. Datu statistiskā apstrāde

Datu statistiskā apstrāde veikta programmā SigmaPlot 13.0 pie būtiskuma līmeņa $\alpha=0,05$. Datu analīzei tika izmantots Pīrsona korelācijas tests (programma pārbauda atbilstību normālajam sadalījumam automātiski). Pārbaudot korelācijas esamību starp dažādiem parametriem.

Divu paraugkopu vidējo vērtību salīdzināšanai izmantoja Stjūdentu t- testu, vai Signed Rank testu, atkarībā no sadalījuma.

Triju grupu parametru salīdzināšanai izmantoja One-Way ANOVA (vienfaktoru dispersijas analīzi) vai Kruskal-Wallis ANOVA(neparametrisko vienfaktoru dispersijas analīzi).

3. REZULTĀTI UN DISKUSIJA

3.1. *m.vastus lateralis* un *m. rectus femoris* bilaterālās asimetrijas izvērtējums

Šajā pētījumā visiem 28 vīriešiem bija iespējams iegūt kvalitatīvus muskuļu morfometriskos un fizioloģiskos parametrus. Kopumā pētījumā tika iegūti, manuāli apstrādāti un izmērīti 336, B-režīma sonogrāfiskie attēli (28 izmeklējamās personas x 2 kājas x 2 muskuļi x 3 bildes), kas kopumā sastādīja 224 vidējās parametru vērtības.

Salīdzinot variācijas koeficientus atkārtotiem ultrasonogrāfijas mērījumiem (trīs reizes nosakot vienā un tajā pašā vietā), tie bija sekojoši: penācijas leņķim -8.4 % , muskuļu biezumam – 5.1 % , transkutāno tauku biezumam – 8.9 % , ehogenitātei – 9.5 % un divas reizes nosakot maksimālo ekstensijas spēku, MVC – 2.7%. Izvērtējot iegūtos variācijas koeficientus, tie līdzinājās citu autoru iegūtajiem (E Lima, da Matta, & de Oliveira, 2012). Norādot uz kvalitatīvi veiktiem mērījumiem, un parametru derīgumu tālākai datu analīzei. Ne vienmēr mērījumu izkliede ir atkarīga no operatora prasmes, jo to praksē nosaka vesels faktoru kopums, kur galvenie ir - audu heterogenitāte mērījuma vietā un aparatūras mērījumu kļūda.

Salīdzinot izmeklējamu personu triju grupu ķermeņa masas indeksus, tas statistiski būtiski neatšķīrās, grupu vidējai vērtībai sastādot 22 m²/kg, kas arī ļāva tālāk savā starpā salīdzināt šīs grupas. Lai gan pirmajā grupā bija amatiera līmeņa riteņbraucēji, kas ļoti intensīvi trenējās, ķermeņa masas un apjoma ziņā viņi līdzinājās mūsu pētījuma mazaktīvo indivīdu grupai (pārsvarā IT sfērā nodarbinātie). Pētījumā bija svarīgi iesaistīt pēc iespējas antropometriski līdzīgākas personas, taču īpaša atlase netika veikta, un visdrīzāk vidēji aktīvo un mazaktīvo indivīdu grupas sastāvs izveidojās vairāk pēc nejaušības principa, kas šajā gadījumā nāca par labu pētījumam, jo būtu sarežģīti savā starpā salīdzināt ļoti atšķirīgas masas indivīdu muskuļu parametrus.

3.1.1. Muskuļa RF morfometrisko parametru bilaterālā asimetrija

Salīdzinot visus RF morfometriskos parametrus, statistiski ticama bilaterālā asimetrija nevienai grupai netika konstatēta, taču dažādiem parametriem atšķirīgās grupās tika novērotas nelielas asimetrijas tendences. Rezultātu kopsavilkums ir attēlots 1. tabulā.

Vidējās diferences un to standartnovirzes vairākiem morfofunkcionāliem parametriem RF muskulim.

Mean differences and standard deviation for different parameters of RF muscle.

Parametrs	Riteņbraucēji	Vidēji aktīvie	Mazaktīvie
Penācijas leņķis (grādi)	1.02 ± 0.99	1.69 ± 1.32	2.43 ± 1.45
Kūlīša garums (mm)	22.57 ± 17.52	27.09 ± 19.19	29.36 ± 14.53
Muskuļa biezums (mm)	2.33 ± 1.35	2.13 ± 1.54	1.76 ± 1.69
Tauku slānis (mm)	0.34 ± 0.27	0.65 ± 0.72	0.69 ± 0.70
PCSA (mm²)	249.71 ± 119.65	199.08 ± 167.32	173.79 ± 118.75
Ehogenitāte (r.v.)	4.61 ± 2.40	6.41 ± 5.97	4.40 ± 3.33

Piemēram, penācijas leņķim vidējā difference starp labo un kreiso kāju riteņbraucēju grupā sastādīja tikai 1.0°, vidēji aktīvu cilvēku grupā difference 1.6°, savukārt mazaktīvo indivīdu grupā 2.4° un šīs atšķirības grupu starpā statistiski ticami neatšķirās. Mangine (Mangine, Fukuda, et al., 2014) ar līdzautoriem savā pētījumā noteica penācijas leņķa asimetriju starp dominanto un nedominanto kāju fiziski veselīem un aktīviem vīriešiem, viņu iegūtā difference sastādīja 3,9 %, taču šī paša autora citā publikācijā ir iegūta – 8.4% difference, kura tika konstatēta NBA līgas profesionāliem basketbola spēlētājiem. Salīdzinot mūsu iegūtos datus ar šo pētnieku grupas rezultātiem, vērojamas atšķirības, jo viņu gadījumā sportistu vidū bija lielāka asimetrija, taču mūsu rezultātos velobraucējiem tā bija vismazākā. Ja vērš uzmanību tieši uz sportistiem un īpaši riteņbraucējiem, tad lielāku interesi asimetrijas pētījumos ir ieguvis parametrs, kas atspoguļo jaudu ar kādu min pedāļus. Šādu parametru izmeklējumu ir veicis Carpes (Carpes et al., 2011) ar darba grupu, arī viņu rezultātos starp kājām nepastāv būtiskas atšķirības, taču ja asimetriju pēta pie dažādām slodzes intensitātēm, tad ir vērojamas tendences, kuras uzrāda nelielu asimetriju uzsākot slodzi.

Savukārt, salīdzinot muskuļu biezumu atšķirības, tās bija nebūtiskas un difference nevienā grupā nepārsniedza 2.3 mm. Arī citi autori savos darbos muskuļu biezumiem starp

abām kājām nav ieguvuši statistiski ticamu asimetriju, piemēram, jau iepriekš minētajā Mangines publikācijā (Mangine, Fukuda, et al., 2014), fiziski aktīviem vīriešiem, iegūtā difference bija vien 1.8% , taču vienā citā publikācijā, basketbolistiem difference bija lielāka 6.2 %. Šie rezultāti atkal parāda sakarību, ka profesionālu sportistu vidū ir vērojama lielāka asimetrija, un šoreiz arī mūsu pētījumā riteņbraucēju grupai muskuļu biezuma difference bija nedaudz lielāka nekā pārējām divām grupām, taču ņemot vērā nelielās atšķirības un mērījuma kļūdu, tad šīs atšķirības ir jāvērtē piesardzīgi.

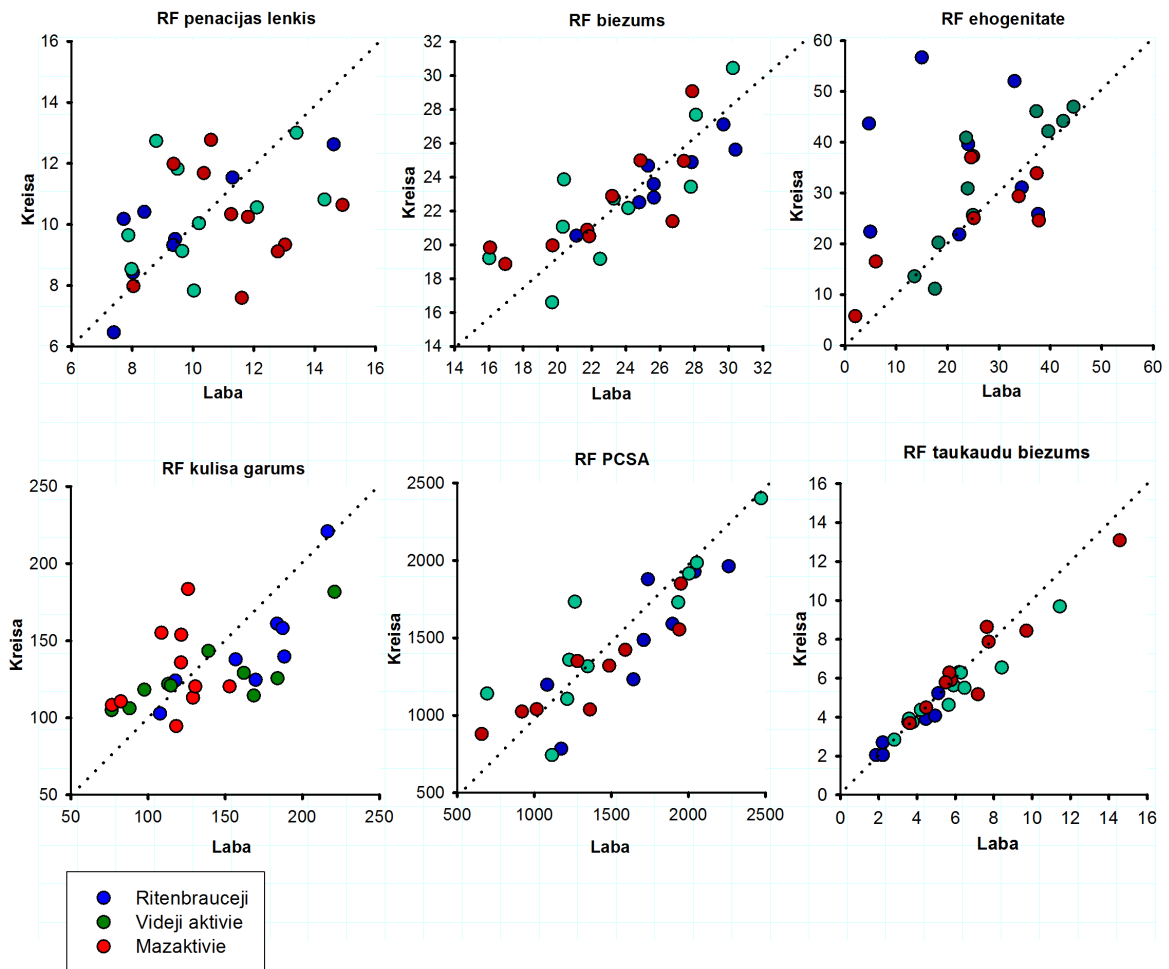
Tā pat kā iepriekšējiem parametriem, arī ehogenitātei nevienā grupā netika novērotas būtiskas atšķirības, taču vērojama neliela tendence - kreisajai kājai ehogenitāte bija nedaudz lielāka nekā labajai, visizteiktākā šī tendence bija vērojama vidēji aktīvo grupā, kur sasniedza 6.4 (vienības). Taču ņemot vērā ehogenitātes parametra izkliedi, šāda tendence var tikt apšaubīta. Ja salīdzina mūsu iegūto tendenci un differences ar abām Mangines publikācijām, tad viņu gadījumā tendence bija pretēja. Ehogenitāte bija augstāka labajai kājai, toties līdzīgi bija tas, ka lielākā asimetrija starp kājām bija tieši sportistiem, basketbolistu gadījumā - 7.9 %, savukārt mūsu pētītajiem riteņbraucējiem – 4.6 (vienības).

Zemādas taukaudu slāņa biezums starp abām kājām arī būtiski neatšķīrās, visās grupās difference bija ļoti neliela un variēja robežās no 0.3 līdz 0.7 mm, ko var uzskatīt par mērījumu kļūdām un audu heterogenitātes radītu izkliedi.

Pētot muskuļa kūlīšu bilaterālo diferenci katrā grupā tika novērotas nedaudz atšķirīgas tendences, piemēram, riteņbraucējiem tika novērota vismazākā asimetrija 22.5 mm, neaktīvo grupā difference pieauga- 29.3 mm, Taču neskatoties uz tendencēm, šķiedru garuma asimetrijai nav statistiski būtiskas atšķirības. Diemžēl, veicot literatūras meklējumus, bilaterālās asimetrijas izvērtējums riteņbraucējiem šim parametram netika atrasts. Tādēļ arī nebija iespējas veikt salīdzināšanu. Vēršoties atkal pie Mangines publikācijām, šķiedru garuma difference aktīviem vīriešiem bija 4.1 % , bet basketbolistiem - 10.6 %. Mangines un darba grupas rezultāti atkal ataino to, ka sportistiem asimetrijas tendence ir lielāka, savukārt mūsu pētījumā novērotā tendence norāda uz lielāku asimetriju mazaktīvo indivīdu grupā.

Izvērtējot izrēķināto PCSA, asimetrija nebija statistiski ticami atšķirīga starp grupām, taču ar tendenci uz lielāku asimetriju tieši riteņbraucējiem. Fizioloģiskais šķērsgriezuma laukums ir visai interesants parametrs, jo tas precīzāk atspoguļo muskuļa potenciālās spējas, taču vairumā pieejamo pētījumu joprojām nosaka anatomisko šķērsgriezuma laukumu, kas atšķiras no fizioloģiskā.

Visu parametru asimetrijas izkliedes grafikus var aplūkot 13. attēlā.

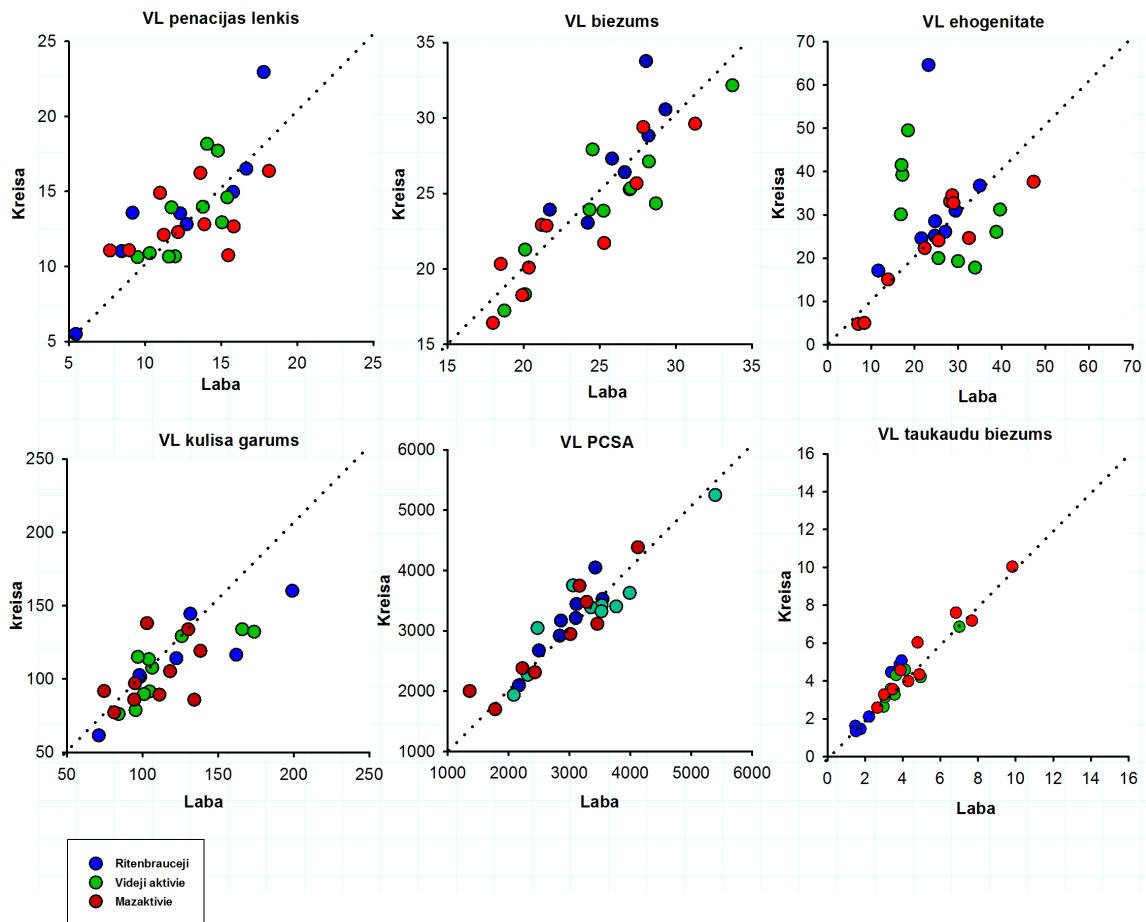


13. attēls. Asimetrijas izkliedes grafiki RF muskulim visām trīs pētāmajām grupām dažādiem parametriem.

Figure 13. Scatter plots for RF muscle of all three groups and different parameters.

3.1.2. Muskuļa VL morfometrisko parametru bilaterālā asimetrija

Veicot VL visu morfometrisko parametru salīdzinājumu starp trijām grupām, nevienam no parametriem netika novērotas statistiski būtiskas bilaterālās asimetrijas atšķirības. Rezultātu kopsavilkums ir attēlots 2. tabulā. Savukārt visu parametru izkliedes grafikus skatīt 14. attēlā.



14. attēls. Asimetrijas izkliedes grafiki VL muskulim visām trīs pētāmajām grupām dažādiem parametriem.

Figure 14. Scatter plots for RF muscle of all three groups and different parameters.

Vidējās diferences un to standartnovirzes vairākiem morfofunkcionāliem parametriem VL muskulim.

Mean differences and standard deviation for different parameters of VL muscle.

Parametrs	Riteņbraucēji	Vidēji aktīvie	Mazaktīvie
Penācijas leņķis (grādi)	1.77 ± 2.02	1.62 ± 1.20	2.37 ± 1.45
Kūlīša garums (mm)	17.02 ± 16.06	15.52 ± 12.62	17.33 ± 14.92
Muskuļa biezums (mm)	1.79 ± 1.69	1.85 ± 1.15	1.69 ± 0.81
Tauku slānis (mm)	0.51 ± 0.46	0.33 ± 0.24	0.47 ± 0.36
PCSA (mm²)	212.86 ± 197.99	268.40 ± 224.16	270.92 ± 209.31
Ehogenitāte (r.v.)	2.10 ± 1.77	2.37 ± 2.32	3.67 ± 3.49

Riteņbraucēju grupai difference sastādīja 1.7°, vidēji aktīvo grupai 1.6°, un vislielākā difference bija mazaktīvo indivīdu grupai 2.3°. Vairumos pētījumu morfometriskie parametri tiek salīdzināti grupu starpā un praktiski nav pētījumu par bilaterālo asimetriju. Mums saistošus un līdzīgus darbus ir veicis jau daudzkārt minētais autors Mangine ar kolēģiem. Viņu iegūtie rezultāti ir pretēji mūsējiem. Lai gan pētāmie sporta veidi ļoti atšķiras un tiek uzskatīts, ka riteņbraukšana ir samērā simetrisks sporta veids, salīdzinot to ar basketbolu, tomēr dažās publikācijās ir minēts, ka arī riteņbraucēju vidū ir vērojamas spēka un jaudas asimetrija. Tas liek domāt, ka loģiski būtu, ja šīs fizioloģiskās asimetrijas pavada arī morfometriskās atšķirības. (Carpes et al., 2011).

Veicot muskuļu biezumu izvērtējumu, redzama sekojoša tendence. Mazākā bilaterālā difference ir mazaktīvo grupai 1.6 mm, tad seko riteņbraucēju grupa ar diferenci 1.7 mm, bet vislielākā tika novērota vidēji aktīvo grupā 1.8mm. Ņemot vērā, ka grupu atšķirības nav statistiski ticamas, iegūtās tendences ir jāuzlūko ar piesardzību.

Savukārt ehogenitātes asimetrija bija pavisam neliela, un statistiski neatšķīrās triju grupu starpā. Lielākā asimetrija tika novērota mazaktīvo indivīdu grupā 3.6 vienības. Ehogenitātes parametra interpretācija joprojām ir diezgan apgrūtināta, jo ir pretrunīgi dati par to ietekmējošiem faktoriem. Nav arī skaidrs, vai asimetriskas kustības kaut kādā mērā var

ietekmēt ehogenitāti. Kaut arī šādu sakarību varētu pamatot ar to, ka piemēram, sportistiem lielāka ehogenitātes asimetrija var uzrādīties, ja kāda no ekstremitātēm ir bijusi traumēta un rezultātā ir veidojušies rētaudi, kuri izmaina muskuļa homogenitāti (Reimers et al., 1993). Savukārt citi autori min, ka ehogenitātes pieaugums korelē ar tauku šūnu daudzumu, kurš vienmērīgi izvietots visā muskulī, ka arī ar zemādas tauku daudzumu virs muskuļa (Reimers et al., 1993). Ņemot vērā šajā pētījumā iegūtos niecīgus zemādas taukaidu slāņa biezumus, maz ticams, ka tie varētu ietekmēt ehogenitāti.

Zemādas taukaidu daudzuma difference visās grupās bija ļoti neliela, nepārsniedzot 0.7 mm robežu. Iegūtās asimetrijas vērtības (diferences) nebija statistiski ticami atšķirīgas starp trijām grupām. Vislielākā asimetrija bija riteņbraucēju grupai (0.5 mm), bet vismazākā vidēji aktīvo grupai (0.3 mm).

Izvērtējot šķiedru garuma asimetriju tā bija pavisam neliela, jo īpaši ņemot vērā, ka muskuļa kūlīša asimetrija ir atkarīga no muskuļa biezuma un penācijas leņķa asimetrijas. Mazākā vērtība tika novērota vidējās aktivitātes grupā (15.5 mm), taču atšķirība starp visām trijām grupām nebija būtiska.

Izpētot starp visām grupām PCSA, vērojamas vien nelielas atšķirību tendences, ar nelielu pārsvaru mazaktīvo grupai (270.9 mm²).

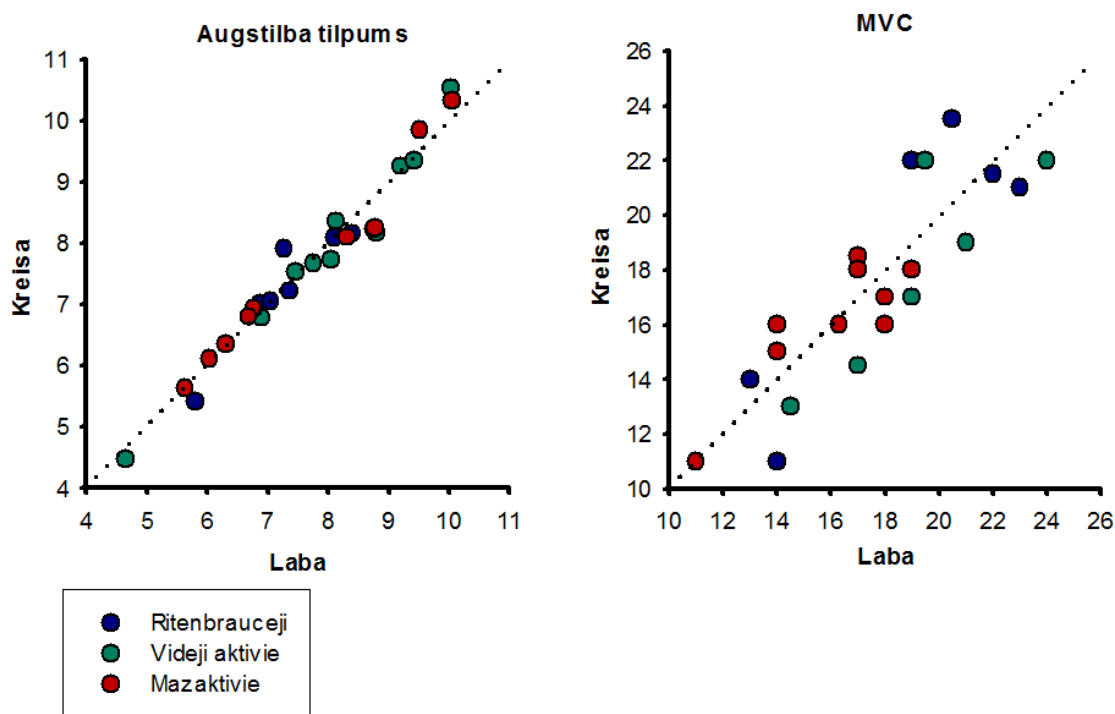
Par cik statistiski būtiskas asimetrijas atšķirības starp grupām netika konstatētas un esošās asimetrijas ir ļoti tuvu mērījumu kļūdu robežai, turpmākajā analīzē tika izmantoti abu kāju apvienotie dati.

3.1.3. Maksimālā voluntārā kontrakcijas spēka un augšstilba tilpumu bilaterālās asimetrijas izvērtējums

Salīdzinot bilaterālo asimetriju MVC visām trijām grupām, netika konstatētas statistiski ticamas atšķirības, riteņbraucēju grupā vidējā difference starp abu kāju MVC vērtībām sastādīja 0.44 Kg, vidējas aktivitātes grupā 1.25 Kg un mazaktīvo grupā 1.75 Kg, uzrādot nepārprotamu tendenci. Riteņbraucējiem, kā "simetriskā" sporta veida pārstāvjiem šie rezultāti nešķiet pārāk pārsteidzoši un pie lielām jaudām (spēkiem) riteņbraucējiem ir pavisam neliela spēka asimetrija (Carpes et al., 2010b). Savukārt mazaktīviem indivīdiem parasti ir kāda „vadošā” ekstremitāte, kurai parasti arī piemīt lielāks spēks.

Salīdzinot augšstilba tilpumu bilaterālās asimetrijas, netika novērotas statistiski ticamas atšķirības grupu starpā. Riteņbraucēju grupā vidējā difference bija 0.02 L, savukārt vidēji aktīvo grupā 0.05 L un mazaktīvo grupā 0.03 L. Augšstilba tilpums pats par sevi neraksturo

augšstilba lieso apjomu, jo rezultātu var būtiski izmainīt zemādas taukaudu slāņa biezums. Novērotās asimetrijas nav lielas, ņemot vērā lielos augšstilba tilpumus. Rezultātu kopsavilkums ir attēlots izkliedes diagrammā 15. attēlā.



15. attēls. Visu petāmo grupu augšstilbu tilpumu asimetrijas un MVC izkliedes grafiks

Figure 15. Scatter plots for muscle volume and MVC of all three groups .

3.2. Muskuļu morfometrisko un fizioloģisko parametru atšķirības ritenbraucējiem, vidēji aktīviem un mazaktīviem indivīdiem

3.2.1. Muskuļa RF morfometrisko parametru salīdzinājums starp dažādām grupām

Salīdzinot morfometrisko parametru izkliedi katras grupas ietvaros, tā nebija nozīmīga un vairumos gadījumu bija samērojama ar mērījuma kļūdu. Vislielākā izkliede bija vidēji aktīvo grupai, kas ir diezgan loģiski, jo šajā grupā tika iekļauti indivīdi ar lielākām parametru atšķirībām. Rezultātu kopsavilkums attēlots 3.tabulā.

Vidējās morfofunkcionālo parametru vērtības un to standartnovirzes visām trīs grupām RF muskulim.

Table 3

Mean parameters values and standard deviation of RF muscle in all three groups.

Parametrs	Riteņbraucēji	Vidēji aktīvie	Mazaktīvie
Penācijas leņķis (grādi)	9.67 ± 2.01	10.49 ± 1.93	10.77 ± 1.88
Kūlīša garums (mm)	155.98 ± 36.61	131.48 ± 35.92	123.01 ± 25.28
Muskuļa biezums (mm)	25.13 ± 2.74	22.94 ± 4.16	22.48 ± 3.61
Tauku slānis (mm)	3.79 ± 1.51	5.58 ± 2.23	7.06 ± 2.86
PCSA (mm²)	1600.44 ± 407.52	1537.52 ± 509.93	1315.59 ± 372.91
Ehogenitāte (r.v.)	30.28 ± 10.27	30.89 ± 12.51	23.77 ± 12.37

Salīdzinot dažādus muskuļa morfometriskos parametrus starp grupām, statistiski būtiskas atšķirības tika novērotas tikai trim parametriem – zemādas tauku slāņa biezumam virs muskuļa, ehogenitātei un muskuļu kūlīša garumam. Detalizētāks morfometrisko parametru izvērtējums tiek sniegts zemāk tekstā.

Veicot **penācijas leņķa** salīdzinājumu grupu starpā, netika konstatētas statistiski ticamas atšķirības, tomēr iezīmējās sekojoša tendence – riteņbraucējiem penācijas leņķis bija nedaudz mazāks nekā pārējām grupām (vidēji par 1.4°). Vislielākā diference bija tieši starp sportistu un mazaktīvo grupu. Šādas leņķa atšķirības var tikt skaidrotas arī ar literatūrā pieejamo informāciju – jo pie mazāka penācijas leņķa noteiktā šķērsgriezumā var ievietoties vairāk kontraktīlā materiāla, palielinot muskuļu kapacitāti attīstīt lielāku spēku. (Moreau, Teefey, & Damiano, 2009). Daudzos sporta veidos tieši šī muskuļu īpašība ir noteicošā, jo slodzes laikā ir nepieciešams attīstīt pēc iespējas lielāku muskuļu spēku. (Suchomel, Nimphius, & Stone, 2016). Detalizēti rezultāti ir attēloti x. Tabulā.

Kā jau minēts, tad riteņbraucēju penācijas leņķis starp grupām bija vismazākais 9.4°, tiem sekoja vidēji aktīvie indivīdi ar 10.4° leņķi, un vislielākais bija mazaktīvo grupai 10.8°. Izpētot literatūrā minētos pētījumu datus, dažos gadījumos autori uzskata, ka *m.rectus femoris* penācijas leņķis nav nosakāms (Strasser et al., 2013), taču citās publikācijās šis leņķis ir

norādīts, tādejādi autoru sniegtā informācija ir pretrunīga. Kaut gan anatomiski izvērtējot šo muskuli, tas ir pieskaitāms pie (*bipennate muscles*), tas nozīmē, ka šķiedras ar fasciju veido leņķi un teorētiski tas ir nosakāms. (Helfman, 1966). Piemēram, vienā no publikācijām iegūtais muskuļa kūlīša leņķis pret fasciju mazaktīviem indivīdiem bija 14.5° , kas no mūsu iegūtā rezultāta atšķirās tikai par 3.7° (Ema et al., 2013). Nemazāk svarīgs ir fakts, ka iepriekšminētās publikācijas autoru pētāma grupa ietvēra abus dzimumus. Savukārt divās citās publikācijās iegūtie penācijas leņķi *rectus femoris* muskulim bija attiecīgi 13.9° un 8.48° (Chincisan et al., 2016). Ņemot vērā gan izpētītos literatūras datus, gan arī mūsu pētījumā iegūtos rezultātus var spriest, ka penācijas leņķis ir samērā variabls parametrs. Neskatoties uz to, lielāku interesi penācijas leņķa noteikšanā ir tieši *m. vastus lateralis*, un par šo muskuli detalizētāks apraksts sekos nākamajā apakšnodaļā.

Savukārt apskatot muskuļu biezumus, ir vērojama tendence – muskuļa biezums ir lielāks riteņbraucējiem nekā pārējām divām grupām, taču atšķirība nav statistiski būtiska. Riteņbraucēju grupā vidējais muskuļa biezums sastādīja 25.1 mm, vidēji aktīvajiem biezums bija 22.9 mm un mazaktīvo indivīdu grupai 22.5 mm. Izveidojusies sakarība šķiet diezgan loģiska, jo lielākais muskuļa biezums ir tieši fiziski visaktīvākajai grupai, tātad pie lielākas slodzes muskulis hipertrofējas un palielina savus izmērus. Uz to arī norāda Luis M. Alegre publikācija (L. M. Alegre, Jiménez, Gonzalo-Orden, Martín-Acero, & Aguado, 2006), kurā muskuļa biezums ir noteikts pirms treniņu uzsākšanas un pēc tā- sākotnēji biezums bija 2.30 cm, bet pēc 4 mēnešu treniņiem, 3 reizes nedēļā, muskuļa biezums sasniedza 2.46 cm, kas ir par 0.16 cm vairāk nekā pirms tam. Ja atgriežas pie mūsu pētījumā iegūtajiem rezultātiem, tad līdzīgu rezultātus muskuļa biezumam riteņbraucēju grupai ir ieguvuši Cassio V. Ruas ar savu darba grupu (Ruas, Pinto, Lima, Costa, & Brown, 2017). Viņu noteiktais muskuļa biezums bija 25.2 mm, kas ir tikai par 0.1 mm lielāks nekā mūsu pētītajai sportistu grupai, savukārt Cassio V. Ruas pētījumā piedalījās vīrieši bez īpašas fiziskās sagatavotības. Diezgan atšķirīgus skaitļus ir ieguvusi Mangines (Mangine, Hoffman, et al., 2014) pētnieku grupa, muskuļa biezums bija 2.94 cm, kas ir salīdzinoši lielāks nekā mūsu pētījumā un Cassio V, Rusas darbā.

Viens no parametriem kurā starp grupām tika konstatēta statistiski būtiska atšķirība ir ehogenitāte. Vislielākā tā bija vidēji aktīviem vīriešiem un sastādīja 30.9 (vienības), tad sekoja riteņbraucēji, kuriem ehogenitāte bija nedaudz mazāka 30.3 (vienības), un vismazākā parametra vērtība bija mazaktīvo indivīdu grupai 23.7 (vienības). Tātad būtiska atšķirība bija starp vidēji aktīvo un mazaktīvo grupām. Literatūras apskatā tika minēti vairāki faktori, kuri var ietekmēt ehogenitātes intensitāti, vadoties pēc tiem, var spriest kāpēc sportistu grupas rādītāji ir augstāki. Iespējams, no slodzes radītiem bojājumiem, kuri atstājuši rētaudus, kaut

gan ir arī citi faktori, kuri teorētiski spēj ietekmēt ehogenitāti. Piemēram, zemādas tauku daudzums, kas šajā gadījumā uz sportistiem neattiecas, jo tauku daudzums ir niecīgs. Ehogenitāti lielā mērā ietekmē arī indivīda vecums, mūsu pētījuma ietvaros vecuma ietekmi uz šo parametru īsti nevarēja noteikt, jo izmeklējamo personu vecuma atšķirības nebija tik lielas. Taču literatūrā ir atrodams pētījums, kurā ehogenitāte ir salīdzināta jauniešiem ar vecāka gada gājuma personām, kaut pētījumā iegūtie rezultāti būtisku atšķirību neuzrādīja. Jauniešu gadījumā ehogenitāte bija 101.9 (vienības), savukārt vecāko indivīdu grupai 120.9 (vienības). (Strasser et al., 2013). Salīdzinot iepriekšminētos datus ar mūsu iegūtajiem, visām trim grupām, atšķirība ir ļoti liela, lielākas šaubas rada tieši jauniešu grupas ehogenitāte, kura ir pat 3 reizes lielāka nekā mūsu visām pētāmajām grupām. Ir arī literatūras dati, kuri ir tieši pretēji un ehogenitāte salīdzinoši mazāka- 17.7 (vienības) (Reimers et al., 1993).

Salīdzinot zemādas tauku slāņa biezumus visām trīs grupām ir konstatētas būtiskas atšķirības starp riteņbraucējiem un mazaktīviem indivīdiem, kā arī starp riteņbraucējiem un vidēji aktīviem indivīdiem ($p < 0.05$). Tātad sportistu grupai zemādas tauku slāņa biezums bija vismazākais 3.8 mm, savukārt pretēji- lielākā vērtība mazaktīvo grupai 6.1mm, un vidēji aktīvajiem tauku slāņa biezums sastādīja 5.6mm.

Vēl viens parametrs, kuram tika novērotas būtiskas atšķirības starp grupām ir muskuļa kūlīšu garums. Lielākā atšķirība bija tieši starp riteņbraucēju un mazaktīvo grupu, attiecīgi vidējais šķiedras garums riteņbraucējiem sastādīja 155.9 mm, bet vidēji aktīvo grupai 123.1mm.

Apskatot muskuļa fizioloģisko šķērsriezuma laukumu starp grupām netika novērotas statistiski ticama atšķirība, tomēr vērojama tendence- mazaktīvo grupai PCSA ir mazāks nekā pārējām grupām.

3.2.2. Muskuļa VL morfometrisko parametru salīdzinājums starp dažādām grupām

Veicot salīdzināšanu morfometrisko parametru izkliedei katras grupas ietvaros tika konstatēts, ka izkliede nebija liela un samērojama ar mērījumu kļūdu. Tā pat kā muskuļa *m.rectus femoris* gadījumā, arī šajā gadījumā vislielākā izkliede bija visheterogēnākā sastāva grupai-fiziski vidēji aktīviem indivīdiem. Kaut gan dažiem parametriem lielāka izkliede bija tieši riteņbraucēju grupai. Salīdzinot dažādus muskuļa morfometriskos parametrus starp grupām, statistiski būtiskas atšķirības tika novērotas tikai diviem parametriem – zemādas

taukaudu slāņa biezumam virs muskuļa, un muskuļa biezumam. Detalizētākus rezultātus skatīt 4. tabulā.

4. tabula

Vidējās morfofunkcionālo parametru vērtības un to standartnovirzes visām trīs grupām VL muskulim.

Table 4

Mean parameters values and standard deviation of VL muscle in all three groups.

Parametrs	Riteņbraucēji	Vidēji aktīvie	Mazaktīvie
Penācijas leņķis (grādi)	13.62 ± 4.54	13.16 ± 2.41	12.94 ± 2.42
Kūlīša garums (mm)	119.41 ± 557.12	105.59 ± 26.13	99.94 ± 21.31
Muskuļa biezums (mm)	26.96 ± 3.12	25.18 ± 4.46	22.97 ± 4.33
Tauku slānis (mm)	2.87 ± 1.35	3.64 ± 4.41	4.51 ± 2.43
PCSA (mm²)	3038.18 ± 518.45	3344.14 ± 902.46	2978.97 ± 8547
Ehogenitāte (r.v.)	25.32 ± 10.72	27.97 ± 12.54	24.31 ± 12.43

Penācijas leņķis starp visām trīs grupām būtiski neatšķīrās, taču tika novērota tendence – vislielākais tas bija riteņbraucējiem 13.6°, kas ir atšķirīgi no literatūrā minētā. Savukārt mazākais leņķis bija mazaktīvo indivīdu grupai 12.9°. Lai gan novērotās atšķirības nav būtiskas, skaidri iezīmējas tendence. Matt Brughelli (Brughelli et al., 2010) ar darba grupu ir pētījuši penācijas leņķa atšķirības starp šosejas riteņbraucējiem un Austrālijas futbola spēlētājiem. Salīdzinot mūsu iegūtos rezultātus ar autora datiem, ir redzamas lielas atšķirības leņķa lielumos. Viņu gadījumā riteņbraucēju penācijas leņķis sastādīja 24.9°, kas ir par 11.3° grādiem lielāks nekā mūsu iegūtajos datos. Tik lielas atšķirības varētu skaidrot vai nu ar sporta veida īpatnībām, vai arī mērījumu metodes izmantošanu. Brughelli penācijas leņķi noteica stāvus pozīcijā, kas īsti nešķiet korekti, jo leņķa noteikšanai ir būtiski nodrošināt muskuļu atslābumu, ko arī piemin vairāki autori citās publikācijās (Strasser et al., 2013). Piemēram, Anthony J. Blazeovich (Blazeovich, Gill, & Zhou, 2006) pētot abu dzimumu mazaktīvas personas, ieguva 22.8° penācijas leņķi, šos datus salīdzinot ar mūsu pētījumā mazaktīvajiem vīriešiem starpība ir vērtā nemāma 9.9°. Jāmin, ka šis autors bija izmantojis metodiku ļoti līdzīgu mūsējai – nosakot penācijas leņķi guļus pozā. Tomēr joprojām pastāv metodiskā atšķirība, mūsu gadījumā konkrētajam muskulim parametrs tika noteikts guļot uz sāna, vadoties pēc (Strasser et al., 2013) publikācijā aprakstītās metodikas.

Viens no parametriem, kuram tika novērota statistiski ticama atšķirība bija muskuļa biezums. Ar vislielāko vērtību (26.9 mm) tieši riteņbraucēju grupai, pretstatā mazākajam, ko, kā sagaidāms, novēroja mazaktīvajām personām (22.9 mm). Savukārt vidēji aktīvo grupai muskuļa biezums sastādīja 25.1 mm. Ja amatieru riteņbraucēju grupu salīdzina ar Brughelli iegūtajiem šosejas riteņbraucēju datiem, tad atšķirība ir 2mm, kas ir niecīga, salīdzinoši ar šī paša autora penācijas leņķa datiem. Acīmredzot, stāvus pozīcija muskuļa biezuma parametru neietekmē tik būtiski kā muskuļu kūlīšu penāciju. Nedaudz pārsteidzoši šķiet Austrālijas futbola spēlētāju muskuļa vidējais biezums - 19.3 mm, minētais skaitlis ir krietni mazāks par mūsu mazaktīvo indivīdu grupas vidējo vērtību. Iespējamais skaidrojums ir, vai nu sporta veida specifikas dēļ, vai arī atšķirīgas muskuļa mērījuma vietas izvēlē. Savukārt Mangines pētījumā vidēji aktīvo vīriešu muskuļa biezums sastādīja 1.9 cm, kas ir krietni mazāk nekā mūsu pētījumā vidēji aktīvo grupai, taču šī paša autora citā publikācijā sportistiem muskuļa biezums bija 2.26 cm, kas arī ir mazāk nekā riteņbraucēju grupai (Mangine, Hoffman, et al., 2014). Mangine datiem līdzīgus rezultātus ir ieguvuši arī Strasser (Strasser et al., 2013) ar kolēģiem, vidēji aktīviem jauniešiem, publikācijā uzrādītais muskuļu biezums bija – 22.6 mm. Vērtējot šos rezultātus ir jāņem vērā mērījumu vietas un veida ietekmi uz muskuļa biezuma iegūtajām vērtībām.

Pievēršoties ehogenitātei un salīdzinot to starp visām grupām statistiski būtiska atšķirība netika konstatēta. Vislielākā parametra intensitāte bija redzama vidēji aktīvajai grupai 27.9 (vienības), tā pat kā tas bija *m.rectus femoris* muskuļa gadījumā. Tad sekoja riteņbraucēji, kuru ehogenitāte sastādīja 25.3 (vienības), un mazākā parametra vērtība bija 24.3 (vienības) mazaktīvo grupai. Iepriekš analizējot ehogenitātes parametru *m. rectus femoris* tika izklāstīti daži no faktoriem, kuri veicina parametra paaugstināšanos. Tā kā tendence ir saglabājusies un lielākā ehogenitātes vērtība ir vidēji aktīvo grupai, tad īsti nevienu no ietekmējošiem faktoriem nevar attiecināt uz mūsu pētītajām grupām, jo tieši lielākais zemādas taukaudu daudzums bija mazaktīvo grupai, savukārt ehogenitātes vērtība- viszemākā. Riteņbraucēju grupai bija lielāka iespējamība, ka ehogenitāti paaugstina muskuļu bojājumi, taču arī šai grupai parametrs bija mazāks nekā vidēji aktīvo grupai, neskatoties uz to, ka citu autoru pētījumos sportistiem ir vērojama augstāka ehogenitāte nekā personām ar mazāku aktivitāti. Piemēram, profesionāliem basketbola spēlētājiem šis parametrs sastāda 62.1 (vienības) (Mangine, Hoffman, et al., 2014), taču šī paša autora citā publikācijā mazāk aktīvām personām ehogenitāte ir praktiski tāda pati kā sportistiem – 60.4 (vienības). Vairākās publikācijās ehogenitātes rezultāti ir ļoti variabli un īsti nav skaidrības kāds tam ir iemesls un vai pastāv kādas tendences, taču vienā avotā ir minēts, ka to spēj ietekmēt pat ūdens daudzums organismā. Tāpēc ehogenitāti grūti uzskatīt par

uzticamu muskuļa kvalitātes rādītāju (Collinger, Gagnon, Jacobson, Impink, & Boninger, 2009).

Salīdzinot zemādas tauku slāņa biezumus, tas ir viens no retajiem parametriem, kam tika novērota statistiski ticama atšķirība starp riteņbraucēju un mazaktīvo indivīdu grupām. Mazaktīvo indivīdu tauku slāņa biezums bija lielāks (4.5 mm) nekā sportistiem (2.8 mm), kas ir diezgan paredzams rezultāts, jo tas ir saistīts ar paaugstinātu fizisko slodzi.

Muskuļa kūlīša vidējā garuma vērtībām triju grupu starpā nebija statistiski būtiskas atšķirības. Garākie muskuļu kūlīši bija riteņbraucējiem 119.4 mm, vidēji aktīvajiem 105.5 mm un mazaktīvo grupai kūlīšu garums bija vismazākais 99.9 mm. Iegūtiem rezultātiem ir zināma tendence, jo garumu ietekmē muskuļa biezums un penācijas leņķis. Tā kā riteņbraucēju grupai muskuļa biezums bija vislielākais līdz ar to, paredzams ir arī lielākais muskuļa kūlīša garums (L. M. Alegre et al., 2006). Literatūrā ir minēta, ka aerobo sporta veidu pārstāvju muskuļa kūlīši ir parasti īsāki nekā, sprinteriem (L. Alegre et al., 2005). Attiecinot to uz mūsu iegūtajiem rezultātiem, tas apstiprinās - garākais muskuļu kūlītis ir riteņbraucējiem. Tomēr ne vienmēr riteņbraukšanu var attiecināt tikai uz aerobo slodzi, drīzāk tā ir - jauktā slodze. Citu autoru darbos, sportistiem muskuļu kūlīšu garums salīdzinot ar mūsu pētījumu, ir krietni mazāks. L. Alegre noteica kūlīša garumu augstas klases sprinteriem – 8.6 cm (anaerobais sporta veids), un distanču skrējējiem – 6.1 cm (aerobais sporta veids). Šis pats autors ir pētījis arī netrenētus indivīdus, šajā gadījumā muskuļu kūlīšu garums bija 7.1 cm, kas no mūsu mazaktīvo grupas atšķīrās par 2.8 cm. Savukārt citi autori min sprinteru muskuļa kūlīša garumu 8.8 cm, distanču skrējējiem- 6.1 cm un netrenētām personām 7.1 cm (L. Alegre et al., 2005).

Izvērtējot iegūtos PCSA, rezultāti ir līdzīgi ar *m. rectus femoris* datiem, jo ir tāda pati tendence – vismazākais PCSA ir mazaktīvo grupai bet šī sakarība nav statistiski ticama.

3.2.3. Maksimālā voluntārā kontrakcijas spēka un augšstilba tilpumu izvērtējums riteņbraucēju, vidēji aktīvo un mazaktīvo grupām.

MVC ir vērojama statistiski ticama atšķirība starp riteņbraucēju un mazaktīvo personu grupām ($p < 0.05$). Vidējā vērtība riteņbraucēju grupai bija 19.34 ± 4.57 Kg, mazaktīvo grupai 16.26 ± 2.26 un vidēji aktīvo grupai MVC bija 19.00 ± 3.59 . Novērotā atšķirība šķiet pilnīgi loģiska, jo riteņbraucēji trenējas, bez tam šis sporta veids ir saistīts ar augšstilba noslodzi treniņu laikā. Savukārt vidēji aktīvo grupā, bija arī indivīdi kas paretam brauc ar velosipēdu, vai arī personas, kas vismaz 3 reizes nedēļā apmeklē treniņus.

Salīdzinot visu triju grupu augšstilbu tilpumus netika konstatētas statistiski ticamas grupu atšķirības. Lielākais augšstilba tilpums tika novērots vidējas aktivitātes grupā (8.01 ± 1.55 L), vismazākais tika novērots riteņbraucēju grupai (7.21 ± 0.82 L) un mazaktīvo grupā (7.67 ± 1.52 L). Novērotās tendences ir saprotamas, jo riteņbraucējiem parasti nav ļoti liela augšstilba masa (nedz zemādas taukaudu slāņa biezums, nedz arī pārmērīgi liels muskuļa anatomiskais šķērsriezuma laukums). Literatūrā (Maden-Wilkinson, Degens, Jones, & McPhee, 2013) kā arī mūsu iepriekšējos pētījumos minētie skaitļi ir ļoti līdzīgi šajā pētījumā iegūtajiem (Caica & Marcinkevičs, 2017), kas apliecina mūsu iegūtos rezultātus norādot vidējo augšstilba tilpumu jauniem vīriešiem 6.7 ± 0.09 L. Faktors, kas var ietekmēt rezultātu ir mērījuma vieta, jo strīdīgs ir augšstilba sākums. Jāpiebilst, ka šajā pētījumā tilpuma noteikšanai paralēli skanēšanai netika izmantota nekāda cita referentā metode, kas tomēr nekompromitē iegūtos rezultātus, jo 3D skanēšana pēc savas būtības ir ļoti precīza un citos pētījumos jau tiek uzskatīta par referento metodi (Wells et al., 2015).

SECINĀJUMI

1. Visām izmeklējamām personām neatkarīgi no treniņa (fiziskās aktivitātes) un muskuļu noslodzes veida pastāv neliela muskuļu *m.vastus lateralis* un *m.rectus femoris* morfometrisko parametru bilaterālā asimetrija.
2. Individīdiem neatkarīgi no fiziskās slodzes pastāv nelielas muskuļu morfometrisko un fizioloģisko parametru individuālās atšķirības.
3. Visvairāk slodzes intensitātes un veidam pakļautie muskuļu *m.vastus lateralis* un *m.rectus femoris* morfometriskie parametri ir muskuļa biezums un muskulim pieguļošo zemādas taukaudu slāņa biezums.
4. Fiziski aktīviem indivīdiem ir lielāks maksimālais voluntārais kontrakcijas spēks salīdzinot ar fiziski mazaktīviem indivīdiem (vislielākais MVC bija riteņbraucēju grupai un vismazākais mazaktīvo indivīdu grupai).

PATEICĪBAS

Izsaku pateicību darba vadītājam Dr.biol.,asoc.prof. Zbigņevam Marcinkevičam par darba vadīšanu, un manis ievirzīšanu fizioloģijas jomā. Izsaku pateicību visiem pētījuma dalībniekiem par atsaucību un līdzdalību pētījumā.

LITERATŪRAS SARAKSTS

- Ahtiainen, J. P., Hoffren, Æ. M., Hulmi, J. J., Pietika, Æ. M., Hoffren, M., Hulmi, J. J., ... Häkkinen, K. (2010). Panoramic ultrasonography is a valid method to measure changes in skeletal muscle cross-sectional area. *European Journal of Applied Physiology*, 108(2), 273–279. <https://doi.org/10.1007/s00421-009-1211-6>
- Alegre, L., Aznar, D., & Delgado, T. (2005). Architectural characteristics of vastus lateralis muscle and jump performance in young men. *Journal of Human ...*, 1–13. Retrieved from <http://www.uclm.es/profesorado/xaguado/INVESTIGACI?N/articulos/pdfJHMSA.pdf>
- Alegre, L. M., Jiménez, F., Gonzalo-Orden, J. M., Martín-Acero, R., & Aguado, X. (2006). Effects of dynamic resistance training on fascicle length and isometric strength. *Journal of Sports Sciences*, 24(5), 501–508. <https://doi.org/10.1080/02640410500189322>
- Alhemi, H., Li, Z., & Deen, M. J. (2013). Time-resolved near-infrared spectroscopic imaging systems. In *2013 Saudi International Electronics, Communications and Photonics Conference* (pp. 1–6). Fira: IEEE. <https://doi.org/10.1109/SIEPCPC.2013.6550768>
- Aspelin, P., Ekberg, O., Thorsson, O., Wilhelmsson, M., & Westlin, N. (1992). Ultrasound examination of soft tissue injury of the lower limb in athletes. *The American Journal of Sports Medicine*, 20(5), 601–3. <https://doi.org/10.1177/036354659202000519>
- Bini, R. R., & Hume, P. A. (2014). Assessment of bilateral asymmetry in cycling using a commercial instrumented crank system and instrumented pedals. *International Journal of Sports Physiology and Performance*, 9(5), 876–881. <https://doi.org/10.1123/ijsp.2013-0494>
- Binzoni, T., Bianchi, S., Hanquinet, S., Kaelin, a, Sayegh, Y., Dumont, M., & Jéquier, S. (2001). Human gastrocnemius medialis pennation angle as a function of age: from newborn to the elderly. *Journal of Physiological Anthropology and Applied Human Science*, 20(5), 293–298. <https://doi.org/10.2114/jpa.20.293>
- Blazevich, A. J., Gill, N. D., & Zhou, S. (2006). Intra- and intermuscular variation in human quadriceps femoris architecture assessed in vivo. *Journal of Anatomy*, 209(3), 289–310. <https://doi.org/10.1111/j.1469-7580.2006.00619.x>
- Brughelli, M., Cronin, J., & Nosaka, K. (2010). M 24(3)/717–721, 24(3), 717–721.
- Caica, A., & Marcinkevičs, Z. (2017). m. VASTUS LATERALIS UN TAM PIEGUĻOŠO AUDU APJOMA IZMAIŅAS STATISKĀS CEĻA EKSTENSIJAS LAIKĀ. In *CILVĒKA FIZIOLOĢIJAS UN UZTVERES SEKCIJAS REFERĀTU TĒZES* (pp. 9–10). Rīga.
- Carpes, F. P., Diefenthaler, F., Bini, R. R., Stefanyshyn, D. J., Faria, I. E., & Mota, C. B. (2011). Influence of leg preference on bilateral muscle activation during cycling. *Journal of Sports Sciences*, 29(2), 151–159. <https://doi.org/10.1080/02640414.2010.526625>
- Carpes, F. P., Mota, C. B., & Faria, I. E. (2010a). On the bilateral asymmetry during running and cycling - A review considering leg preference. *Physical Therapy in Sport*, 11(4), 136–142. <https://doi.org/10.1016/j.ptsp.2010.06.005>
- Carpes, F. P., Mota, C. B., & Faria, I. E. (2010b). On the bilateral asymmetry during running and cycling - A review considering leg preference. *Physical Therapy in Sport*, 11(4), 136–142. <https://doi.org/10.1016/j.ptsp.2010.06.005>
- Chincisan, A., Tecante, K., Becker, M., Magnenat-Thalmann, N., Hurschler, C., & Choi, H. F. (2016). A computational approach to calculate personalized pennation angle based on MRI: effect on motion analysis. *International Journal of Computer Assisted Radiology and Surgery*, 11(5), 683–693. <https://doi.org/10.1007/s11548-015-1251-9>
- Collinger, J. L., Gagnon, D., Jacobson, J., Impink, B. G., & Boninger, M. L. (2009). Reliability of Quantitative Ultrasound Measures of the Biceps and Supraspinatus

- Tendons. *Academic Radiology*, 16(11), 1424–1432. <https://doi.org/10.1016/j.acra.2009.05.001>
- Daanen, H. A. M., Brunsman, M. A., & Robinette, K. M. (1997). Reducing movement artifacts in whole body scanning. In *Proceedings. International Conference on Recent Advances in 3-D Digital Imaging and Modeling (Cat. No.97TB100134)* (pp. 262–265). IEEE Comput. Soc. Press. <https://doi.org/10.1109/IM.1997.603874>
- Daneshjoo, A., Rahnema, N., Mokhtar, A. H., & Yusof, A. (2013). Bilateral and unilateral asymmetries of isokinetic strength and flexibility in male young professional soccer players. *Journal of Human Kinetics*, 36(March), 45–53. <https://doi.org/10.2478/hukin-2013-0005>
- Delaney, S., Worsley, P., Warner, M., Taylor, M., & Stokes, M. (2010). Assessing contractile ability of the quadriceps muscle using ultrasound imaging. *Muscle and Nerve*, 42(4), 530–538. <https://doi.org/10.1002/mus.21725>
- E Lima, K. M. M., da Matta, T. T., & de Oliveira, L. F. (2012). Reliability of the rectus femoris muscle cross-sectional area measurements by ultrasonography. *Clinical Physiology and Functional Imaging*, 32(3), 221–226. <https://doi.org/10.1111/j.1475-097X.2011.01115.x>
- Eglīte, K. (2004). *Anatomija, skelets un muskuļi*. LU Akadēmiskais apgāds.
- Ema, R., Wakahara, T., Mogi, Y., Miyamoto, N., Komatsu, T., Kanehisa, H., & Kawakami, Y. (2013). In vivo measurement of human rectus femoris architecture by ultrasonography: Validity and applicability. *Clinical Physiology and Functional Imaging*, 33(4), 267–273. <https://doi.org/10.1111/cpf.12023>
- Farahmand, F., Senavongse, W., & Amis, A. A. (1998). Quantitative study of the quadriceps muscles and trochlear groove geometry related to instability of the patellofemoral joint. *Journal of Orthopaedic Research*, 16(1), 136–143. <https://doi.org/10.1002/jor.1100160123>
- Ferraro, E., Giammarioli, A. M., Chiandotto, S., Spoletini, I., & Rosano, G. (2014). Exercise-Induced Skeletal Muscle Remodeling and Metabolic Adaptation: Redox Signaling and Role of Autophagy. *Antioxidants & Redox Signaling*, 21(1), 154–176. <https://doi.org/10.1089/ars.2013.5773>
- Finni, T., Havu, M., Sinha, S., Usenius, J.-P., & Cheng, S. (2008). Mechanical behavior of the quadriceps femoris muscle tendon unit during low-load contractions. *Journal of Applied Physiology (Bethesda, Md. : 1985)*, 104(5), 1320–1328. <https://doi.org/10.1152/jappphysiol.01069.2007>
- Garten, R. S., Groot, H. J., Rossman, M. J., Gifford, J. R., & Richardson, R. S. (2014). The role of muscle mass in exercise-induced hyperemia. *Journal of Applied Physiology*, 116(9), 1204–1209. <https://doi.org/10.1152/jappphysiol.00103.2014>
- Harris-Love, M. O., Seamon, B. A., Teixeira, C., & Ismail, C. (2016). Ultrasound estimates of muscle quality in older adults: reliability and comparison of Photoshop and ImageJ for the grayscale analysis of muscle echogenicity. *PeerJ*, 4, e1721. <https://doi.org/10.7717/peerj.1721>
- Helfman, H. (1966). Biomechanics of muscle. *Journal of Bone and Joint Surgery*, 44A, 363–373.
- Hubbard, J. K., Sampson, H. W., & Elledge, J. R. (1997). Prevalence and morphology of the vastus medialis oblique muscle in human cadavers. *Anatomical Record*, 249(1), 135–142. [https://doi.org/10.1002/\(SICI\)1097-0185\(199709\)249:1<135::AID-AR16>3.0.CO;2-Q](https://doi.org/10.1002/(SICI)1097-0185(199709)249:1<135::AID-AR16>3.0.CO;2-Q)
- Hug, F., Marqueste, T., Le Fur, Y., Cozzone, P. J., Grélot, L., & Bendahan, D. (2006). Selective training-induced thigh muscles hypertrophy in professional road cyclists. *European Journal of Applied Physiology*, 97(5), 591–597. <https://doi.org/10.1007/s00421-006-0218-5>
- Ichinose, Y., Kanehisa, H., Ito, M., Kawakami, Y., & Fukunaga, T. (1998). Relationship between muscle fiber pennation and force generation capability in Olympic athletes. *International Journal of Sports Medicine*, 19(8), 541–6. <https://doi.org/10.1055/s-2007-48>

- Infantolino, B. W., Gales, D. J., Winter, S. L., & Challis, J. H. (2007). The validity of ultrasound estimation of muscle volumes. *Journal of Applied Biomechanics*, *23*(3), 213–217. Retrieved from <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/18089918>
- Kaulesar Sukul, D. M., den Hoed, P. T., Johannes, E. J., van Dolder, R., & Benda, E. (1993). Direct and indirect methods for the quantification of leg volume: comparison between water displacement volumetry, the disk model method and the frustum sign model method, using the correlation coefficient and the limits of agreement. *Journal of Biomedical Engineering*, *15*(6), 477–80. Retrieved from <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/8277752>
- Kilbom, Å., & Persson, J. (1982). Leg blood flow during static exercise. *European Journal of Applied Physiology and Occupational Physiology*, *48*(3), 367–377. <https://doi.org/10.1007/BF00430227>
- Knežević, O., & Mirkov, D. (2011). Strength and power of knee extensor muscles. *Physical Culture*, *65*(2), 5–15.
- Kong, P. W., & Burns, S. F. (2010). Bilateral difference in hamstrings to quadriceps ratio in healthy males and females. *Physical Therapy in Sport*, *11*(1), 12–17. <https://doi.org/10.1016/j.ptsp.2009.09.004>
- Maden-Wilkinson, T. M., Degens, H., Jones, D. A., & McPhee, J. S. (2013). Comparison of MRI and DXA to measure muscle size and age-related atrophy in thigh muscles. *Journal of Musculoskeletal & Neuronal Interactions*, *13*(3), 320–8. Retrieved from <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/23989253>
- Malliaras, P., Voss, C., Garau, G., Richards, P., & Maffulli, N. (2012). Achilles tendon shape and echogenicity on ultrasound among active badminton players. *Scandinavian Journal of Medicine and Science in Sports*, *22*(2), 149–155. <https://doi.org/10.1111/j.1600-0838.2010.01156.x>
- Mangine, G. T., Fukuda, D. H., LaMonica, M. B., Gonzalez, A. M., Wells, A. J., Townsend, J. R., ... Hoffman, J. R. (2014). Influence of gender and muscle architecture asymmetry on jump and sprint performance. *Journal of Sports Science and Medicine*, *13*(4), 904–911.
- Mangine, G. T., Hoffman, J. R., Gonzalez, A. M., Jajtner, A. R., Scanlon, T., Rogowski, J. P., ... Stout, J. R. (2014). Bilateral differences in muscle architecture and increased rate of injury in National Basketball Association players. *Journal of Athletic Training*, *49*(6), 794–799. <https://doi.org/10.4085/1062-6050-49.3.60>
- McGuine, T., Brooks, A., & Hetzel, S. (2011). The effect of a lace-up ankle brace on ankle injury rates in adolescent basketball players. *British Journal of Sports Medicine*, *45*(4), 314. <https://doi.org/10.1136/bjsm.2011.084038>
- Michel, R. P., Cruz, & Orive, L. M. (1988). Application of the Cavalieri principle and vertical sections method to lung: estimation of volume and pleural surface area. *Journal of Microscopy*, *150*(2), 117–136. <https://doi.org/10.1111/j.1365-2818.1988.tb04603.x>
- Moreau, N. G., Teefey, S. A., & Damiano, D. L. (2009). In vivo muscle architecture and size of the rectus femoris and vastus lateralis in children and adolescents with cerebral palsy. *Developmental Medicine and Child Neurology*, *51*(10), 800–806. <https://doi.org/10.1111/j.1469-8749.2009.03307.x>
- Plowman, S., & Smith, D. (n.d.). *Cardiovascular Responses to Exercise*.
- Potthoff, M. J., Olson, E. N., & Bassel-Duby, R. (2007). Skeletal muscle remodeling. *Current Opinion in Rheumatology*, *19*(6), 542–9. <https://doi.org/10.1097/BOR.0b013e3282efb761>
- Qu, Z., Lin, S. P., Ju, F. R., & Liu, L. (2015). The Improved Algorithm of Fast Panorama Stitching for Image Sequence and Reducing the Distortion Errors. *Mathematical Problems in Engineering*, *2015*, 1–12. <https://doi.org/10.1155/2015/428076>
- Reeves, N. D., Maganaris, C. N., & Narici, M. V. (2004). Ultrasonographic assessment of human skeletal muscle size. *European Journal of Applied Physiology*, *91*(1), 116–8. <https://doi.org/10.1007/s00421-003-0961-9>
- Reimers, K., Reimers, C. D., Wagner, S., Paetzke, I., & Pongratz, D. E. (1993). Skeletal

- muscle sonography: a correlative study of echogenicity and morphology. *Journal of Ultrasound in Medicine : Official Journal of the American Institute of Ultrasound in Medicine*, 12, 73–77.
- Ruas, C. V., Pinto, R. S., Lima, C. D., Costa, P. B., & Brown, L. E. (2017). Test-Retest Reliability of Muscle Thickness, Echo-Intensity and Cross Sectional Area of Quadriceps and Hamstrings Muscle Groups Using B-mode Ultrasound. *International Journal of Kinesiology and Sports Science*, 5(1), 35. <https://doi.org/10.7575/aiac.ijkss.v.5n.1p.35>
- Sipila, S., & Suominen, H. (1991). Ultrasound imaging of the quadriceps muscle in elderly athletes and untrained men. *Muscle & Nerve*, 14(6), 527–533. <https://doi.org/10.1002/mus.880140607>
- Strakowski, J. (2016). *Intraduction to mioskeletal ultrasound, getting started*. New York: Demos Medical Publishing, LLC.
- Strasser, E. M., Draskovits, T., Praschak, M., Quittan, M., & Graf, A. (2013). Association between ultrasound measurements of muscle thickness, pennation angle, echogenicity and skeletal muscle strength in the elderly. *Age*, 35(6), 2377–2388. <https://doi.org/10.1007/s11357-013-9517-z>
- Suchomel, T. J., Nimphius, S., & Stone, M. H. (2016). The Importance of Muscular Strength in Athletic Performance. *Sports Medicine*, 46(10), 1419–1449. <https://doi.org/10.1007/s40279-016-0486-0>
- Takishi, Abe Kenya, Kugami, and Wi. F. B. (n.d.). Sprinters Than Distance Runners. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, (14), 1125–1129.
- Valdez, D. (2003). Bilateral Asymmetries in Flexibility, Stability, Power, Strength, and Muscle Endurance Associated With Preferred and Nonpreferred Leg. <https://doi.org/10.1024/0301-1526.32.1.54>
- Varanoske, A. (2016). Evaluation of Echogenicity Within and Between Ultrasonographic Images of the Vastus Lateralis.
- Verburgh, L., Scherder, E. J. A., van Lange, P. A. M., & Oosterlaan, J. (2016). The key to success in elite athletes? Explicit and implicit motor learning in youth elite and non-elite soccer players. *Journal of Sports Sciences*, 34(18), 1782–1790. <https://doi.org/10.1080/02640414.2015.1137344>
- Wakeling, J. M., Jackman, M., & Namburete, A. I. (2013). The effect of external compression on the mechanics of muscle contraction. *Journal of Applied Biomechanics*, 29(3), 360–4. Retrieved from <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/22927518>
- Wells, J. C. K., Stocks, J., Bonner, R., Raywood, E., Legg, S., Lee, S., ... Altman, D. (2015). Acceptability, Precision and Accuracy of 3D Photonic Scanning for Measurement of Body Shape in a Multi-Ethnic Sample of Children Aged 5-11 Years: The SLIC Study. *PLOS ONE*, 10(4), e0124193. <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0124193>
- Williams, D. S. B., Murray, N. G., & Powell, D. W. (2016). Athletes who train on unstable compared to stable surfaces exhibit unique postural control strategies in response to balance perturbations. *Journal of Sport and Health Science*, 5(1), 70–76. <https://doi.org/10.1016/j.jshs.2016.01.010>
- Williams, W. (1879). The anatomy of the quadriceps extensor cruris. *J. Anat. Physiol.*, 13, 204–218.
- Yarrow, K., Brown, P., & Krakauer, J. W. (2009). Inside the brain of an elite athlete: the neural processes that support high achievement in sports. *Nature Reviews Neuroscience*, 10(9), 692–692. <https://doi.org/10.1038/nrn2700>
- Yu, G. (2012). Near-infrared diffuse correlation spectroscopy in cancer diagnosis and therapy monitoring. *Journal of Biomedical Optics*, 17(1), 10901. <https://doi.org/10.1117/1.JBO.17.1.010901>

