

TARTU ÜLIKOOL
Kehakultuuriteaduskond
Spordibioloogia ja füsioteraapia instituut

Herje Aibast

HÜPPELIIGESE KINEMAATILISED KARAKTERISTIKUD
JOOKSU TOEFAASIS PIKAMAAJOOKSJATEL:
ÜLEKOORMUSSÜNDROOMIGA SEOTUD ASPEKTID

Magistritöö liikumis- ja sporditeaduste erialal
(füsioteraapia)

Juhendaja:
Professor, biol. kand. Mati Pääsuke

Tartu 2008

Magistritöö põhjal avaldatud publikatsioon (trükis)

Aibast, H.; Pafumi, E.; Gapeyeva, H.; Ereline, J.; Cicchella, A.; Pääsuke, M. Rearfoot Kinematics in Distance Runners: Association with Overuse Injuries. *Acta Kinesiologiae Universitatis Tartuensis*. 2008; 13: 7-19.

SISUKORD

SISSEJUHATUS	4
I KIRJANDUSE ÜLEVAADE	5
1.1. Alajäseme liikumine jooksul.....	5
1.2. Liikumine subtalaarliigeses ja selle hindamine.....	7
1.3. Lihaste aktiivsus jooksul.....	11
1.4. Toereaktsioon pikamaajooksul.....	12
1.5. Pikamaajooksul esinevate vigastuste biomehaanilised aspektid.....	13
II TÖÖ EESMÄRK JA ÜLESANDED	17
III TÖÖ METOODIKA	18
3.1. Vaatlusalused.....	18
3.2. Meetodid.....	19
3.2.1. Antropomeetrilised mõõtmised.....	19
3.2.2. Jooksu kinemaatiliste parameetrite määramine.....	19
3.2.3. Ankeetküsitlus.....	22
3.3. Uuringu korraldus.....	22
3.4. Tulemuste statistiline analüüs.....	22
IV TÖÖ TULEMUSED	23
4.1. Vaatlusaluste vasaku ja parema jala võrdlus.....	23
4.2. Enam- ja vähemväljendunud ülekoormussündroomiga pikamaajooksjate võrdlus..	24
4.3. Ankeetküsitluse tulemused.....	26
4.4. Korrelatiivsed seosed uuritud näitajate vahel.....	28
V TÖÖ TULEMUSTE ARUTELU	30
VI JÄRELDUSED	36
KASUTATUD KIRJANDUS	37
SUMMARY	44
LISA	46

SISSEJUHATUS

Füsioterapeudid puutuvad oma töös sageli kokku patsientidega, kes ülekoormusvigastustega nende poole pöörduvad. Väga palju esineb ülekoormusvigastuste sümptomeid pikamaajooksjatel. Tänu sellele, et jooks on üks kõige populaarsem rekreatsiooni vorm, kogevad ülekoormusvigastusi tihti ka harrastussportlased. Ka käesolev uurimustöö on pühendatud võimaluste leidmisele, kuidas pikamaajooksjate ülekoormusvigastuste riski avastada.

Ülekoormusvigastuste tekkepõhjust on uuritud, lähenedes probleemile „suunaga ülevalt alla” ning otsides algpõhjust kerelihaste nõrkusest (Leetun jt., 2004) või „suunaga alt üles”, pidades ülekoormusvigastuste põhjuseks põia ning labajala lihaste ja sidemete nõrkust (Hintermann ja Nigg, 1998; Hreljac, 2000; Hardin jt., 2004; Hetsroni jt., 2008; Davis ja Dierks, 2008). Kuid teatavasti on inimese liikumisaparaat terviklik süsteem. Käesolevas uuringus on tuginetud viimasele arvamusele ning selgitatud pikamaajooksjatel kannal ja sääre kinemaatikat jooksu toefaasis, et hinnata liikumist subtalaarliigeses.

Pikamaajooksul asetatakse jalga löögilise liigutusega korduvalt vastu tugipinda. Tekkinud lööklaine absorbeerimise üheks mehhanismiks on hüppeliigeses toimuv pronatsioon. Selleks, et mehhanism toimiks, peab liigutus olema normi piires. Liigne pronatsioon või supinatsioon labajalas tekitab häireid alajäseme teljelisuses ning sellega kaasnevad pehmete kudede väändedeformatsioonid või luukoe liigne põrutus.

Käesolevas uurimistöös selgitati hüppeliigeses kinemaatilisi iseärasusi jooksu toefaasis pikamaajooksjatel seoses ülekoormussündroomiga. Uuringu tulemusena võivad pakkuda huvi jooksutreeneritele ja spordifüsioterapeutidele.

I KIRJANDUS ÜLEVAADE

1.1. Alajäseme liikumine jooksul

Inimese labajala ja sääre omavaheline liikumine liigutustegevustel (kõnd, jooks) on keeruline mitmeliigeseline tegevus (Biagi jt., 2008). Selles valdkonnas on väljatöötatud mitmeid mudeleid ja meetodeid, mida kasutatakse nii kliinilises praktikas kui ka teadustöös (Benedetti jt., 2008; Wolf, 2008). Jooksja individuaalse liigeskinemaatika uurimisega võib seletada, miks antud jooksjal esinevad teatud ülekoormusvigastused. Alajäseme kinemaatika uurimine võimaldab määrata liigesliikuvust, jäseme raskuskeskme asukohta, lihaste pikkust ja selle muutust, kehaosade inertsimomente ning liigeste nurkkiirusi. Kinemaatilised karakteristikud on vajalikud biomehaaniliste mudelite loomiseks (Milliron ja Cavanagh, 1990). Alajäseme kineetika uurimine võimaldab registreerida toereaktsiooni ja aktiivse äratõukejõu suurust (Hreljac jt., 2000). Pikamaajooksul asetab jooksja jalga tuhandeid kordi vastu pinnast, ületades mitmekordselt oma keharaskuse. Stergiou jt. (2003) väidavad, et jooksul on inimese poolt valitud sammupikkuse puhul liikumine alajäseme liigestes kõige sünkroonsem ja parimas koordineerimises, mille häirimine mõjub deformeerivalt ümbritsevatele kudedele.

Jala mahapaneku hetkel tugipinnale on nurk hüppeliigeses 90°. Kohe tugipinnale maandumise järel esineb labajalas väike (5°) plantaarfleksioon. Labajalg puudutab, olenevalt jooksutehnikast, jala mahapanekul peaaegu tervenisti maapinda (Milliron ja Cavanagh, 1990). Kannale maandumisel jääb raskuskese hüppeliigese taha ning põhjustab plantaarfleksiooni, mis omakorda tekitab pinget sääre eesosa lihastes. Labajala keskosale maandumisel on raskuskese hüppeliigese eesosas. Maandumisel tekkinud jõumoment põhjustab dorsifleksiooni, mis kutsub esile pinget sääre tagumise lihastes nagu *m. gastrocnemius* ja *m. soleus* (Nigg, 1985).

Jooksul on põlveliigeses on maandumisel tugipinnale painutatud ning sellest johtuvalt pöörduv säärel labajala suhtes ettepoole, hüppeliigeses toimub 20° dorsifleksioon, mis saavutab toefaasi keskel oma maksimumi koos maksimaalse põlvepainutusega (10 – 20°). Painutused hüppe- ja põlveliigeses toimuvad enamvähem sünkroonis. Samuti toimuvad sünkroonis ka sirutused hüppe- (plantaarfleksioon) ja põlveliigeses (Milliron ja Cavanagh, 1990). Stergiou jt. (1999) väitsid, et liigutuste koordineerimise puudus põlve- ja hüppeliigeses avaldub peamiselt siis, kui subtalaarliigeses esineb bimodaalne liikumine ning põlveliigeses unimodaalne liikumine. Uuringuga üritati leida kinnitust hüpoteesile, et mida suurem on toereaktsioon, seda rohkem häirub sünkroonsus subtalaarliigeses supinatsiooni ja pronatsiooni

ning põlveliigeses painutuse ja sirutuse vahel ning mingil ajahetkel muutub kanna liikumine unimodaalsest bimodaalseks (Stergiou jt., 1999).

Liikumine hüppeliigeses sõltub indiviidi liigesliikuvuse eripäradest. Jäigemate säärelihastega jooksjad tõstavad kanna enne maast lahti kui elastsemate lihastega jooksjad. Kohe pärast äratõuget on labajala plantaarfleksiooni nurk 70°. Kui lugeda hüppeliigese neutraalseks asendiks 90° nurka sääre ja labajala vahel, siis toimub äratõukel 20°-ne plantaarfleksioon neutraalasendist. Pärast plantaarfleksiooni liigub labajalg tagasi dorsifleksiooni või neutraalasendisse (Milliron ja Cavanagh, 1990).

Alajäseme liigete liikuvusulatus muutub jooksukiiruse muutudes. Kiiruse suurenedes suureneb puusaliigese painutus ning vähesel määral ka sirutus. Põlveliigese liikuvusulatus suureneb vastavalt kiiruse suurenedes. Suuremal kiirusel paindub põlveliiges lennufaasis oluliselt rohkem. Ka toefaasis on painutus suurem, kuid mitte oluliselt. Hüppeliigese liikuvusulatus vastavalt kiiruse suurenemisele oluliselt ei muutu. Kiiruse suurenedes suureneb plantaarfleksioon 7° võrra. Kiiruse suurenedes esineb plantaarfleksioon peaaegu kogu põlvepainutuse ajal (Milliron ja Cavanagh, 1990).

Liigete kinemaatikat muudab ka mäkketõus ja laskumine, seda vastavalt tõusu- ja laskumisenurga suurusele. Kuigi muutused võivad olla väiksed, mõjutavad nad oluliselt jalalihaste aktiivsust. Mäest allajooks teatavasti põhjustab sageli hilinenud lihasvalu (ingl. *delayd onset muscle soreness*). Seega tuleb arvestada sellega, et ka väiksemadki muutused liigete liikumisulatuses jooksul võivad põhjustada lihaste ülekoormamist (Milliron ja Cavanagh, 1990).

Üheks alajäseme liigesliikuvust mõjutavaks teguriks ning sellest tulenevat ülekoormusvigastuste tekke riskifaktoriks on loetud naissugu. Naistel esineb jooksul suurem puusa adduktsioon, põlve abduktsioon, puusaliigese siserotatsioon ning toefaasis *tibia* välisrotatsioon (Leetun jt. 2004). Samas ei leidnud Nguyen ja Shultz (2007) 50 naise ja 50 mehe uurimisel statistiliselt olulisi erinevusi subtalaarliigese liikuvuses ja *tibia* rotatsioonis. Seega ei saa selle põhjal oletada, et naistel esineks rohkem liigse pronatsiooniga seonduvaid ülekoormusvigastusi.

Hüpoteesi kohaselt mõjutab liigne pronatsioon subtalaarliigeses ülekoormusvigastuste arengut puusa- ja põlveliigeses, Achilleuse kõõluses ning labajalas. Pronatsioon labajalas on jooksul täiesti normaalne ja igati vajalik liigutus. Liigset pronatsiooni püütakse vältida erinevate ortopeediliste abivahenditega ning spordijalanõu disainiga. Erilise tähelepanu all on kandluu liikumine (Edington jt., 1990). Feltner jt. (1994) leidsid, et intensiivne 8-nädalane inversiooni-eversiooni teostavate lihaste jõutreening isomeetrilises režiimis vähendab oluliselt

pronatsiooni ulatust jooksul. Seega võib ka tugev jõutreening asendada ortoose ja toetavaid jalanõusid. Sellest võib järeldada, et preventiivne jõutreening võib vähendada ülekoormusvigastuste teket. Võib oletada, et paljajalu sooritatud ekstsentriline treening arendab labajala ja sääre lihaseid, mis omakorda mõjutavad labajala luude omavahelist dünaamikat jooksul, neutraliseerides paremini jala mahaasetamisel tekkinud nn. „šokilainet”. Brushøy jt. (2008) ei leidnud, et 12-nädalane treeningprogramm vähendab sõduritel esinevate ülekoormusvigastuste juhtumeid, kuid vastav treeningprogramm parandas oluliselt Cooper`i 12-minuti jooksutesti tulemust võrreldes kontrollrühmaga. On leitud, et hüppeliigese traumade järgselt on võimalik isokineetiliste harjutustega suurendada säärelihaste jõudu. Samuti on võimalik säärelihaste jõudu suurendada tasakaalulaua treenides, kusjuures treeningefekt suureneb, asetades mitteelastse teibi treeningu ajaks säärelihastele (Zöch jt., 2003).

1.2. Liikumine subtalaarliigeses ja selle hindamine

Subtalaarliigese moodustavad *talus* ja *calcaneus*. *Talus* on oma kuju poolest eriline. *Talusele* ei kinnitu ühtegi lihast. Luu osaleb labajala dorsi- ja plantaarfleksioonis, mis toimub ülemises hüppeliigeses ehk *talokruraalliigeses* ning supinatsioonis ja pronatsioonis, mis toimub alumises hüppeliigeses ehk *subtalaarliigeses*. *Calcaneus* moodustab *talus*`ga kaks liigespinda, millest tagumine liigespind on suurem. Liikumine subtalaarliigeses on väga piiratud ning liigestelg on erilise suunaga (Edington, jt. 1990). Juba 1976. aastal avastas Verne Inman subtalaarliigese väga omapärase ehituse. Sellest ajast alates on arvatud, et liigestelg kulgeb suunaga 23° mediaalsele ja 42° kaldega ülespoole. Tänu oma erilisele telje suunale ei saa subtalaarliigese liikumist vaadelda kolme peamise liikumistasapinna suhtes. Seega võib öelda, et pronatsioon on kombineeritud liigutus, mis koosneb labajala välisrotatsioonist, abduktsioonist, dorsifleksioonist ja kandluu eversioonist. Supinatsioon omakorda koosneb labajala siserotatsioonist, adduktsioonist, plantaarfleksioonist ja kandluu inversioonist. Pronatsiooni käigus paindub labajalg sääre suhtes ning liigutus toimub ainult subtalaarliigeses. Liigestelje diagonaalne kulgemissuund põhjustab sääre sisse- ja väljapöörde labajala suhtes vastavalt pronatsiooni ja supinatsiooni ajal. Siiski on viimastel aastatel avastatud, et subtalaarliiges on mitmeteljeline liiges ning liigestelg muudab oma suunda vastavalt koormuse suunale (Leardini jt. 2001). Passiivne painutus hüppeliigeses toimub talokruraalliigeses. Subtalaarliigeses toimub liikumine vaid koormuse kandmisel või kui talokruraalliigese liikumine on häiritud. Seega on liikumine subtalaarliigeses võimalik ainult tänu liigessidemete venitusele või piknemisele (Leardini jt. 2001).

James ja Jones (1990) annavad subtalaarliigese kogu liikuvusulatuseks 31°, millest inversioon moodustab 23° ja eversioon 8°. Teiste autorite poolt on eversioon/inversioon 8,3° (Arndt jt, 2004); 11° (Leardini jt., 2001); dorsifleksioon/plantaarfleksioon 3,7° (Arndt jt, 2004;), 8° (Leardini jt., 2001); abduktsioon/adduktsioon 6,1° (Arndt jt, 2004;), 8,1° (Nester jt, 2005); pronatsioon/supinatsioon 11° (Leardini jt., 2001).

Tänu oma erilisele liikumissuunale on subtalaarliigest ka liikumisel raske uurida. Ligikaudsed tulemused saab sääre suhtes kandluu inversiooni (varusseis) ja eversiooni (valgusseis) määramisega (Edington, jt. 1990). Kandluu varusseis näitab supinatsiooni subtalaarliigeses ja kandluu valgusseis näitab pronatsiooni subtalaarliigeses. Peamiselt kasutatakse uurimisel põrandal või liikuval jooksurajal jooksmist ning videoülesvõtet frontaaltasapinnas tagantvaates (Edington, jt., 1990). Levinud on kaks markerite paigutamise moodust. Suhtelise meetodi korral paigutatakse kaks markerit kandluule või jalatsi kanna osale ning kaks markerit sääre alumisele osale. Algasendiks määratakse nurk seismisel sääre ja kanna kahte markerit ühendava kahe sirge vahel. Absoluutse meetodi puhul mõõdetakse täpselt välja anatoomilised asukohad, kuhu asetatakse neli markerit. Kanna liikumist tähistab nurk kahe vertikaali vahel. Negatiivne nurk kujutab endast pronatsiooni ja positiivne nurk supinatsiooni (Edington, jt. 1990). Kahte kanna ja kahte sääre markerit kasutasid kõnni uurimisel ning erinevate ortooside efekti pronatsiooni kontrolliks ka Johanson jt. (1994). Nemad rõhutasid kolmedimensioonilise mõõtmise tähtsust.

Nahale asetatavate markerite puhul on tegemist teatava ligikaudsusega nahaaluste luude liikumise hindamisel. Seda enam, kui nende luude kaudu määratakse kaudselt luudevaheliste liigeste liikuvust (Milliron ja Cavanagh, 1990). Suurimaks mõõtmisvea tekitajaks on kõõluse liikumine lihaskontraktsioonil (D'Amico jt. 2008). Ideaalne oleks asetada markerid otse luule. Arndt jt. (2004) asetasiid 3-le vaatlusalusele lokaalse tuimestusega nahaalused nöölad *tibia*`le, *talus*`le ja *calcaneus*`le, kusjuures lisaks kasutati ka väliseid nahale kleebitud markereid. Kolm aastat hiljem paigutasid Arndt (2007) ja tema kaastöötajad 1,6 mm diameetriga nöölad *tibia*`le, *fibula*`le, *calcaneus*`le, *talus*`le, *naviculare*`le, *cuboideum*`le, mediaalsele *cuneiforme*`le ja I ja V metatarsaalile. Liikumist jälgiti 10 kaameraga paljajalu jooksul 9,4 m platvormil 10 korda. Veelgi täpsemat meetodit kasutasid Lewis jt. (2007) Nad kasutasid subtalaarliigese liikumise määramiseks 6 sääre laippreparaati, millelt eemaldati kõik koed peale Achilleuse kõõluse. Talokruraalliiges fikseeriti, mis tagas liigutuse toimumise ainult subtalaarliigeses (Lewis jt., 2007). Liigutustegevuse seisukohast jääb antud meetod muidugi kaudseks.

Arenenud teaduskeskused kasutavad videofloroskoopiat. Uurijad (Wearing jt., 2004; Stacoff jt, 2000) on arvamusel, et nahamarkerite kasutamine jooksu ajal ei näita tegelikku luude liikumist. Petrolo jt. (2008) peavad lausa obligatoorseks videofloroskoopia ja toereaktsiooni üheaegset määramist usutatavate tulemuste saavutamiseks. Samas näitasid Sommer ja Vallentyne (1995) oma uurimuses rahvatantsijatega, et mediaalse *tibia* stressisündroomi diagnoosimiseks (mis on üks sageli esinevamaid ülekoormusvigastusi ka jooksjatel) ei ole vaja kallist aparatuuri ja komplitseeritud meetodeid, vaid piisab lihtsast goniomeetrist, millega võib määrata mediaalse *malleolus – naviculare – I metatarsaalluu* vahelise nurga. Mida väiksem on see nurk, seda suurem on vigastuste risk (Sommer ja Vallentyne, 1995; Vicenzino jt., 2005).

Seistes määratud labajala mediaalse pikivõlvi kõrgus ei ole relevantne hindamaks jooksul toimuvaid muutusi tänu säärelihaste aktiivsusele. Antud nurk näitab *naviculare* kõrgust ja vajumise ulatust. Uuringud näitavad, et mida kõrgemal *naviculare* asub, seda rohkem esineb ülekoormusvigastusi (Plisky jt., 2007). Plisky jt. (2007) uurisid suure arvu (105) kooliealisi keskmaajooksjaid ning määrasid neil *naviculare* vajumist. Selgus, et luu vajumine ei tõestanud ülekoormusvigastuste riski (Plisky jt., 2007). Leardini jt. (2007) väidavad, et mediaalse võlvi nurga määramine annab teavet labajala üldise liikuvuse kohta ning painutusvõime kohta. Nigg jt. (1993) väidavad, et mediaalse pikivõlvi kõrgus ei mõjuta jooksu toefaasis ei maksimaalset eversiooni ega ka maksimaalset *tibia* sissepööret. Tulemusena järeldati, et jooksuvigastuste tekke riski ei saa määrata lihtsalt võlvi kõrguse määramisega. Saadut toetavad Barnes jt. (2008) väites, et võlvi kõrguse määramisega saab määrata ainult labajala tüübi, kuid see ei ole piisav vigastuste riski määramiseks. Siiani ei ole saadud piisavalt fakte tõestamaks, et erinevad labajala tüübid on rohkem või vähem vigastuste aldid. Muidugi on risk oluliselt suurem äärmuslike normist kõrvalekallete korral (Barnes jt., 2008). Labajala staatiliselt mõõdetud parameetrid ei pruugi näidata labajala liigutuslikku dünaamikat (Barnes jt., 2008). Alati jääb küsimus, kas kanna liikumisulatuse määramiseks tuleb katsed sooritada jalatsitega või paljajalu. Jalatsi kannaosale kinnitatud markerid annavad teatava mõõtmisvea (Edington jt., 1990).

Normaalseks kanna liikumiseks jooksutsüklis loetakse 10° supinatsiooni jala mahapaneku hetkel ning sellele järgnevat 10° pronatsiooni 30 – 50 ms ajaintervalli jooksul (Edington jt., 1990). Tillman jt. (2005) soolist erinevust subtalaarliigese liikumises ei leidnud, arvutades liigeseliikumise kaudselt, jagades *tibia* liikuvusulatuse *calcaneus*'e inversiooni ja eversiooni summaga. Tüüpilise ülepronatsiooni korral on kandluu juba jala mahapaneku hetkel valgusseisus ning pronatsioon süveneb kuni 26°-ni. Jäiga supineeriva labajala puhul

suureneb kandluu varusseis jala mahapaneku järel veelgi ning seejärel jääbki supineeritud asendisse kogu toefaasi ajal. Peamised parameetrid, mis kanna osa liikumise uurimisel määratakse on nurk sääre ja kanna vahel jala mahapaneku hetkel, maksimaalne pronatsioon, maksimaalne nurk sääre ja kandluu vahel toefaasi kestel, kogu kanna liikuvus toefaasis, nurkade absoluutväärtuste summa, aeg jala mahapaneku hetkest kuni maksimaalsesse pronatsiooni jõudmiseni. Lisaks on määratud ka Achilleuse kõõluse nurki, pronatsiooni kestvust, äratõuke nurka ning nurkkiirus hüppeliigeses (Edington, jt. 1990).

Kanna kinemaatikat mõjutavad mitmed tegurid. Esimene nende tegurite reas on liikumiskiirus. Pronatsiooni ulatus suureneb oluliselt jooksukiiruse tõustes. Jooksukiiruse suurenedes suureneb nurk jala mahapaneku hetkel, kogu kanna liikuvusulatus ning maksimaalse pronatsiooni kiirus. Kiiruse suurenedes vähenevad omakorda aeg maksimaalse pronatsioonini ja aeg maksimaalse pronatsiooni kiiruse saavutamiseni. Jooksukiiruse standardiks kanna liikumise uurimisel on võetud 3,8 m/s (Edington, jt., 1990; Feltner, jt., 1994).

Oluline tegur on ka pind, millel jookstakse. Kas valida põrand või liikuv jooksurada? Uuringud näitavad, et põrandal ja liikoval jooksurajal registreeritud tulemuste vahel erinevust ei ole. Mingil määral mõjutab pronatsiooni ulatust ka see, kui laia sammuga on jooksja õpetatud või harjunud jooksma. Mida laiem on jooksusamm, seda tõenäolisem on, et kand on jala mahapaneku hetkel rohkem supineeritud ning maksimaalsesse pronatsiooni jõutakse hiljem ning pronatsiooni ulatus on väiksem (Edington jt., 1990).

Tulemuste seisukohalt on oluline ka jalatsite valik või paljajalu jooksmine. Paljajalu jooksmisel väheneb nurk jala mahapaneku hetkel kanna ja sääre vahel. Jalatsitega jooksmisel suureneb pronatsiooni ulatus ning suureneb pronatsiooni nurk ja pikenevad ajalised parameetrid. Väsimuse mõju labajala liikuvusele on vähe uuritud. Erinevad ortoosid on välja mõeldud just selleks, et muuta kanna liikumisulatust (Edington jt., 1990). Oma ülevaateartiklis on Gross ja Napoli (1993) avaldanud arvamust, et proneerivat jalga on lihtne ortoosiga toetada, kuid supineeriva jala puhul on see lausa mõttetu. Hardin jt. (2004) sooritasid kaks uuringut (mõlemas 10 vaatlusalust) liikoval jooksurajal, milles esimese uuringu puhul oli kolm erineva jäikusega rajakatet ja jalanõud ning teise katse puhul jooksti 70 duromeetrise jäikusega jalanõudega. Määrati jooksu kinemaatilised karakteristikud ja metaboolsed muutused vastavalt jooksu kestvusele. Tulemused näitasid, et pinnaga kohanemine toimus läbi muutuste puusa- ja põlveliigeses, kohanemine jalanõu talla jäikusega toimus aga muutustena hüppeliigeses. Puusaliigese sirutus suurenes pärast 15 min jooksu, hüppeliigeses suurenes plantaarfleksioon äratõukel ning nurkkiirused (Hardin jt., 2004).

Koormuse tõustes ja väsimuse kasvades suurenevad võrdselt kanna eversiooni nurk ja põlveliigese flektsiooni nurk (Davis ja Dierks, 2008).

1.3. Lihasktiivsus jooksul

Jooksuga seoses on enim uuritud järgmiste lihaste aktiivsust: *m. gluteus maximus*, *m. tensor fascia latae*; abduktorite grupp, adduktorite grupp, *m. semitendinosus*, *m. semimembranosus*, *m. biceps femoris*, *m. quadriceps femoris*, *m. tibialis anterior*, *m. triceps surae*. *M. gluteus maximus*’e aktiivsus muutub vastavalt jooksu kiirusele. Sörgil on lihas aktiivne jala mahapaneku hetkel. Kiiremal jooksul avaldub lihase ekstsentriline kontraktsioon lennufaasi lõpus reie liikumise pidurdamiseks. *M. tensor fascia latae* jagatakse anteromediaalseteks lihaskiududeks ja posterolateraalsed lihaskiududeks. Posterolateraalsed lihaskiud teostavad sissepööret ja abduktsiooni puusaliigeses ja anteromediaalsed lihaskiud sooritavad puusa flektsiooni (McClay jt., 1990).

Kiiruse suurenedes töötavad *m. tensor fascia latae* posterolateraalsed kiud koos *m. gluteus maximus*’ega. *M. gluteus maximus* teostab puusaliigese välisrotatsiooni, millele järgneb *m. tensor fascia latae* posterolateraalsed kiudude poolt teostatav siserotatsioon. Abduktorite grupp aktiveerub hilises lennufaasis, et valmistada jalg ette mahapanekuks. Toefaasi alguses töötavad abduktorid puusa stabilisaatoritena. Adduktorite grupi lihased töötavad kogu sammutsükli stabilisaatoritena. Reie tagakülje lihaseid (hamstring-grupp), on vaadeldud peamiselt ühtse tervikuna. Reie tagakülje lihaste aktiivsus avaldub lennufaasi lõpus puusa painutuse pidurdajana ja põlve sirutuse kontrollijana. Jala mahapaneku hetkel kontraheerub lihasgrupp kontsentriselt puusa sirutajana ja põlve painutajana. *M. quadriceps femoris*’e aktiivsus avaldub lennufaasi teises pooles ja toefaasi esimeses osas. *M. quadriceps femoris* kontrollib keha raskuskeskme allaliikumist. *M. rectus femoris* töötab aktiivselt lennufaasi alguses puusapainutajana ning *m. vastus medialis* ja *lateralis* töötavad samaaegselt põlve painutuse pidurdajana. Kogu lihas kontraheerub ekstsentriliselt jala mahapaneku algusest kuni kannale eemaldamiseni (McClay jt., 1990).

M. tibialis anterior on aktiivne kogu jooksutsükli vältel, omades kõrgeimat ekstsentrilist aktiivsust kannale mahapaneku hetkel, millele järgneb kontsentriselt kontraktsioon lähendamaks säärt labajalale (McClay jt., 1990). *M. tibialis posterior* tagab labajala mediaalse stabiilsuse ning on aktiivne pikivõlvi toetaja (Sammarco, 1980). *M. triceps surae* aktiivsus avaldub lennufaasi lõpust kuni 50 – 80%-ni toefaasist. Lennufaasis stabiliseerib lihas labajalga selle mahapanekuks, millele järgneb sääre ettepoole liikumise ekstsentriline pidurdamine. Lihase kontraktsioon on kontsentriselt plantaarflektsioonis toefaasi lõpus

(McClay jt., 1990). Lihasktiivsuse uuringud näitavad, et tasasel pinnal ja laskumisel joostes kontraheerub *m. gastrocnemius* kontsentriilselt toefaasi esimesest 5%-st kuni 10%-ni. Kontsentriilisele järgneb ekstsentriline kontraktsioon. Sellest võib järeldada, et *m. gastrocnemius* kontrollib pigem dorsifleksiooni, kui et teostab plantaarfleksiooni hüppeliigeses (Milliron ja Cavanagh, 1990). Pikamaajooksul muutuvad jooksu käigus elektromüograafia ja toereaktsiooni näitajad, eriti äratõukel, ning väheneb ekstensorlihaste võime põrutust vastu võtta (Komi jt., 1989)

Peale alajäseme lihaste on jooksutehnika seisukohalt olulised ka kerelihased. Ülekoormusvigastused arenevad sagedamini nõrgema lihaskorsetiga jooksjatel. Tugevad kõhulihased, *m. quadratus lumborum* ja selja sirutajalihased hoiavad ära vaagna ettekalde. Tugevad puusaliigest eemaldavad ja väljapööravad lihased takistavad reie adduktsiooni ja siserotatsiooni, mis takistab põlve valgusseisu ning *tibia* väljapööret (Leetun jt., 2004).

1.4. Toereaktsioon pikamaajooksul

Hüpooteesi järgi on toereaktsiooni sagedusel seos jooksul esinevate ülekoormusvigastustega, liigese degeneratiivsete muutuste ja alaseljavaludega (Miller, 1990). Skeleti ülekoormusvigastusi põhjustab luu suutmatus kohaneda korduvate põrutustega, mis on pikamaajooksule omane. Toereaktsioon pikamaajooksul võrdub 2-4-kordse inimese kehamassiga (Bennell jt., 2004).

Maandumine kannale ja ülekanna jooks ei mõjuta pehmeid kudesid ja luid ühendavaid segmente nii ulatuslikult kui maandumine labajala keskosale või põiale. Ülekanna jooksustiili uurimisel on vaja toereaktsiooni määramisel arvestada jalanõu kannal amortisatsioonivõimega. Uuringud näitavad suuremat toereaktsiooni paljajalu jooksmisel kui jalanõudes jooksmisel (Miller jt., 1990). Labajala liikumiskiirus on sõltuv jooksja jooksustiilist, kas jooksja peatab lihaskõõliga (*m. quadriceps femoris*) labajala enne maaga kokkupuudet või kasutab peatuseks maapinda. Vastavalt sellele on ka toereaktsioon suurem või väiksem (Whittle, 1999). Ka Heidenfelder jt. (2008) väidavad, et jooksja jooksustiilist tulenevad kannal nurk mahapaneku hetkel ja plantaarfleksiooni kiirus. Anatoomiliselt on inimesel omane toereaktsiooni pehmendamiseks kandluualune rasvpadjand, mille paksus ulatub kuni 20 mm-ni. Paljajalu jooksmisel on rasvpadjandi kokkusurumine kaks korda suurem (60,5 versus 35,5 mm) kui jalanõudega jooksmisel (De Clerca jt., 1994). Vanusega ning suurte koormuste juures rasvpadjand deformeerub, kaotab oma amortisatsioonivõime ning võib põhjustada difuusset kannalust valu, plantaarfastsitiiti ja Achilleuse kõõluse põletikku (Whittle, 1999). Paljajalu jooksmisel saavutab toereaktsioon oma kõrgeima taseme kiiremini kui jalanõudega

jooksmisel, umbes esimese 10 ms vältel. Toereaktsioonikõver näitab keha raskuskeskme kiirendust, mis koosneb jooksjärgi erinevate kehaosade raskuskeskmete kiirendustest (De Clerca jt., 1994). Samas Bennel jt. (2004) ei leidnud olulist erinevust toereaktsiooni suuruses ja luutiheduses tervetel ja *tibia* väsimusmurruga naistel, mis on üks sagedasemaid ülekoormusvigastusi, mida põhjustab põrutusel tekkinud energia kogunemine luukoes.

Kindlasti mõjutab toereaktsiooni oluliselt ka pinnas, millel jookstakse. Dixon koos oma kaastöötajatega (2000) testisid laboratoorses tingimustes asfaldil, kummil ja akrüülvaibal jooksmisel tekkinud toereaktsiooni. Tulemused olulisi erinevusi ei näidanud ning sellest järeldati, et vigastuste teket ei mõjuta niivõrd pinnase jäikus kui võrd jooksjärgi enda anatoomilised iseärasused (Dixon jt., 2000). Nigg jt. (1987) leidsid, et mida kiirem on jook, seda suurem on aktiivne toereaktsioon ning samuti leidsid nad, et jalgade talle keskosa jäikusega on jooksul võimalik suunata koormuse langemist.

Toereaktsioon suureneb lineaarselt jooksukiiruse suurenedes, kuid samas ei korreleeru jalgade talle jäikusega. Toereaktsiooni suurus oleneb ka jooksustiilist. Mida suurem on põlvepainutus jala mahapaneku hetkel, seda väiksem on toereaktsioon (Miller jt., 1990). Stergiou jt. (2003) panid vaatlusalused jooksma kolme erineva sammupikkusega: lühendatud, normaalse ja pikendatud sammuga. Tulemused näitasid, et toereaktsioon oli oluliselt suurem pikendatud sammu korral. Jooksjad, kelle sammu pikkus tekitab võimalikult väikese toereaktsiooni ja kelle subtalaarliigese pronatsioon toimub keskmise kiirusega, on väiksema ülekoormusvigastuste tekke riskiga (Hreljac, 2004).

Enamusel labajala keskosale maanduvatel jooksjatel vastab toereaktsioon koheselt tõukejõule. Ülekanna jooksjatel moodustab aeglasel ja keskmise kiirusega jooksul tõukejõud toereaktsiooni kõveral teise tipu ning on löögijõust väiksem. Kõige stabiilsem näitaja, mida tasub toereaktsiooni määramisel arvestada, on keskmine vertikaalne toereaktsioon. Antud näitajat võib kasutada ravi või treeningtulemuste jälgimisel, sest see näitab kogu keha raskuskeskme asukoha muutumist (Miller, 1990).

1.5. Pikamaajooksul esinevate vigastuste biomehaanilised aspektid

Pikamaajooksu iseloomustab pidevalt alajäseme struktuuridesse kuhjuv põrutusest tekkiv kineetiline energia (James ja Jones, 1990; Hreljac jt., 2000). Smeathers (1989) arvas, et löögil, mis tekib jala mahaasetamisel tugipinnale, tekkiv kineetiline energia võib säiluda elastsusenergiana ja see võib liiga suures koguses viia kudede purunemiseni. Ka Salathe jt. (1990) toetavad hüpoteesi, et liigessidemed ja kõõlused koguvad jooksul endasse kineetilist energiat. Juba 1978. aastal viis James (James ja Jones, 1990) läbi ulatusliku uuringu, kus olid

vaatluse all 180 vigastatud jooksjat. Arvati, et neil kõigil esineb mingi kindel anatoomiline teljelisuse häire alajäsemetes või neil on parema ja vasaku alajäseme erinevus, mis avaldub ülekoormusvigastusena. Kuid midagi sellist ei leitud. Kahel kolmandikul juhtudest oli vigastuste põhjuseks vale treening. Buist jt. (2008) testisid niinimetatud 10% koormuse tõstmise reeglit algajatel jooksjatel, võrreldes neid algajate jooksjatega, kes treenisid tavalise jooksuajakirjades pakutava 8-nädalase programmi järgi. Olulisi erinevusi vigastuste esinemises rühmade vahel ei esinenud. Uuringus kasutatud jooksuprogrammi intensiivsus ja jooksukiirus olid madalad.

Vigastuste tekke osas pikamaajooksul järgnevad valele treeningule järgnevad anatoomilised tegurid, mille alla loetakse biomehaanilised ebanormaalsused ja alajäseme teljelisuse häired. Peale selle mängivad oma osa jalanõud ning pinnas (James ja Jones, 1990; Creagh ja Really, 1998; Hreljac jt., 2000). Creagh ja Really (1998) uuring orienteerujatega näitas, et 57% vigastustest olid seotud ülekoormusega ning 43% olid traumad. Pinnase mõju uurisid Impellizzeri jt. (2008), kes leidsid, et liival teostatud plüomeetrilised harjutused põhjustasid vähem lihasvalu kui murul teostatud hüpped. Nad järeldasid, et pinnase pehmuse varieerumine hoiab ära vigastuste tekke ja kordumise.

Pikamaajooksjatel sageli esinevatest ülekoormusvigastustest on 34% põlvevalud, 13% luuümbrise põletik (mediaalne *tibia* stressi sündroom), 11% Achilleuse kõõluse põletik, 7% plantaarfastsiiit ja 6% väsimusmurrud; 29% moodustavad muud probleemid (James ja Jones, 1990; Johannsen ja Stallknecht, 1993).

McKenzie väidab oma 1985. aastal läbiviidud uuringus, et liigse või kompenseeriva pronatsiooniga jooksjatel on suurem risk mediaalselt asuvate struktuuride sellisteks ülekoormusvigastusteks, nagu mediaalne *tibia* stressi sündroom, *m. tibialis posterior*'i põletik, Achilleuse kõõluse põletik ja plantaarfastsiiit (James ja Jones, 1990). Uuringu tulemused näitavad, et peamisteks ülekoormusvigastuste tekkepõhjuseks on labajala kõrge pikivõlv ning plantaar- ja dorsifleksiooni ulatus jooksul (Hreljac jt., 2000). Williams jt. (2001) järeldasid oma tulemustest veel, et kõrge võlviga jooksjatel esines rohkem luukoe vigastusi, põlvevigastusi, plantaarfastsiiiti, lateraalseid hüppeliigese vigastusi, iliotibiaaltrakti sündroomi. Seda selle tõttu, et kõrge mediaalse pikivõlviga jooksjatel on sääre ja põlve liikumine jäigem, põlv hakkab neil pärast kannahapanekut varem sirutama ning toereaktsiooni neutraliseerimine jääb puudulikumaks (Williams jt., 2004). Uuringus, kus osales 20 kõrge- ning 20 madala mediaalse pikivõlviga jooksjat (võrdselt nii naisi kui ka mehi) näidati, et madala võlviga jooksjatel esines rohkem pehmekoe vigastusi, labajala ja hüppeliigese vigastusi (Williams jt., 2001). Hreljac jt. (2000) uurisid vigastatud ja

mittevigastatud vastupidavusalade esindajaid. Nemat määrasid vaatlusalustel seistes mediaalse pikivõlvi kõrguse ja plantogrammi indeksi. Uuringus kasutati nelja markeri mudelit ning määrati Achilleuse kõõluse nurk jala mahapaneku hetkel, maksimaalne pronatsioon, maksimaalne Achilleuse kõõluse muutumise nurk ning maksimaalne pronatsiooni kiirus. Töö eesmärgiks oli selgeks teha, milline biomehaaniline eripära või kombinatsioon on kõige enam seotud ülekoormusvigastuste tekkega. Tulemused näitasid, et väiksem toereaktsioon ning kiirem maksimaalse pronatsiooni saavutamine on võrdeline väiksema vigastuste riskiga. Mittevigastatutel oli jalg mahapaneku hetkel rohkem supineeritud ning liikus kiiremini pronatsiooni kui vigastatutel. Uuring näitab, et pronatsiooni minek peab lõppema enne 50% toefaasi saavutamist (Hreljac jt., 2000). Kompenseeriva pronatsiooni käigus toimub suurenenud liikumine transversaalatasapinnas, *tibia* suurenenud sissepööre reieluu suhtes (Nigg ja Morlock, 1987) või *tibia* suurenenud sissepööre kandluu eversiooni suhtes (Wolf jt, 2003). Samas liigselt jäiga, supineeriva labajala puhul puudub jalal piisav amortisatsioon, mille tulemusena arenevad välja lateraalselt asuvates kudedes ülekoormusvigastused nagu iliotibialtrakti sündroom (jooksjapõlv), suure pöördla limapauna põletik, *mm. peroneii* kõõluste põletik, plantaarfastsit, väsimusmurrud, Achilleuse kõõluse põletik, *m.triceps surae* pingeseisund ning metatarsalgia (James ja Jones, 1990).

Sääre ja kanna ning kanna ja põia teljelisust määratakse subtalaarliigese neutraalasendis, arvates, et siis on labajala liikuvus optimaalne. Subtalaarliiges on neutraalasendis, kui labajalg on sääre suhtes 90°-se nurga all. Pronatsioon aitab labajalal pinnasega kohaneda ning supinatsioon aitab propellerina äratõuget sooritada. Maandumise hetkel toimub väga kiire pronatsioon, mis jätkub kuni 70%-ni toefaasist, saavutades oma maksimumi 40%-i toefaasi juures. Seda hetkel, mil keha raskuskese ületab labajala ja põlveliigese. Sellel ajahetkel võimaldavad nii midtalaar- kui ka subtalaarliigesed optimaalset liikuvust. Seejärel hakkab subtalaarliigeses toimuma supinatsioon, minnes üle pronatsioonist supinatsiooni pärast 70%-i toefaasist. Subtalaar- ja midtarsaalliigesed lukustatakse ning jalg valmistub rigiidsena äratõukeks. Probleem tekib siis, kui labajalg jääb liiga kauaks pronatsiooni. Siis on lihased sunnitud rohkem pingutama, et äratõukel jalga stabiliseerida. Pikenenud pronatsiooni kompenseerib jalg sääre osa pikenenud sissepöördega. Sellele järgnevalt peab ka põlves olema suurem pööre transversaalatasapinnas. Kuid ka liigse pronatsiooni tekkel on omad põhjused. Liigse pronatsiooniga kompenseeritakse: a) sääreluu suurenenud varusseisu (>10°); b) jala *equinus*-asendit koos *m. triceps surae* jäikusega; c) subtalaarliigese varusseisu ja d) põia supinatsiooni (varusseis) (James ja Jones, 1990).

Lihastest on kõige aktiivsemad subtalaarliigeses toimuva pronatsiooni pidurdamisel *m. tibialis anterior*, *m. tibialis posterior* ja *m. soleus*. Kanna mahapaneku hetkel on kõige aktiivsem *m. tibialis anterior*. Nii pea kui põiaosa maad puudutab lisandub töösse *m. tibialis posterior*. Kui keha raskuskese jõuab hüppeliigese teljega kohakuti, aktiveerub *m. soleus*. *M. tibialis posterior*il on pikim tööperiood ning raskeim mehaaniline pingutus pronatsiooni pidurdamisel. Ka *m. soleus*l tuleb tänu lühikesele jõuõlale sooritada suur pingutus, et hoida kandluud paigal (James ja Jones, 1990).

Jooksul on tugijala ülesandeks amortiseerida jala mahapaneku hetkel toereaktsiooni, säilitada keha ettepoole liikumist ja kiirendada keha raskuskeset (James ja Jones, 1990; Wolf jt., 2003). Pronatsiooni ja põlvpainutusega kaasneb sääreluu sissepööre ning supinatsiooni ja põlve sirutusega sääreluu väljapööre. Need liigutused peavad toimuma sünkroonis. Kooskõlast kõrvalekalle võib põhjustada transversaalatasapinnas suurenenud liikumist sääre- ja reieluu vahel.

Spordivigastused tekivad siis, kui ühele keha piirkonnale langeb liigne jõud, mis ületab koe vastupanuvõime. Ülekoormusvigastuste puhul koguneb tsükliliselt jääkdeformatsioon kududesse (James ja Jones, 1990; Hreljac jt., 2000). Jooksjatel võib jooksutehnika varieeruda ülekanna ja põial jooksust kuni labajala keskosale maandumiseni (Milliron ja Cavanagh, 1990). Tänu jooksutehnika varieeruvusele ja kõigile muutustele, mis jooksul põias ja hüppeliigeses võrreldes seismise ja kõnniga toimuvad, on adekvaatsete tulemuste saamiseks vaja ülekoormusvigastuste tekkepõhjusti pikamaajooksjatel uurida jooksmisel (Wearing jt., 2004).

II TÖÖ EESMÄRK JA ÜLESANDED

Käesoleva uurimistöö eesmärgiks oli võrrelda hüppeliigese kinemaatilisi karakteristikuid jooksu toefaasis enam- ja vähemväljendunud ülekoormussündroomiga pikamaajooksjatel.

Töös püstitati järgmised ülesanded:

1. Määrata sääre ja kanna vaheline nurk jala mahapaneku hetkel tugipinnale, maksimaalse pronatsiooni nurk ning pronatsiooni ulatus jooksul.
2. Määrata jala tugipinnale mahapaneku hetkest maksimaalse pronatsiooni saavutamiseni kulunud aeg ja maksimaalse pronatsiooni kestvus jooksul.
3. Selgitada seosed antropomeetriliste näitajate ja jooksu kinemaatiliste parameetrite vahel pikamaajooksjatel.

III TÖÖ METOODIKA

3.1. Vaatlusalused

Käesolevas uurimistöös osales vabatahtlikult 14 vaatlusalust (4 naist, 10 meest) vanuses 19-41 aastat. Kõik uuritavad olid itaallased ning kuulusid Bologna Ülikooli jooksuklubisse. Jooksutest sooritati Itaalias Bolognas Rizzoli Ortopeedia Instituudi liikumisanalüüsi laboratooriumis ja Bologna Ülikooli liikumis- ja sporditeaduste teaduskonna biomehaanika laboratooriumis. Enne jooksutesti sooritamist vastasid vaatlusalused ankeetküsimustikule, millega määrati vaatlusalustel esinenud ülekoormusvigastuste sümptomid. Töö tulemuste hindamisel jagati vaatlusalused ankeetküsimustikus saadud indeksi põhjal kahte rühma: 1) enamväljendunud ülekoormussündroomiga (EÜS) rühm, mille puhul küsimustiku indeks oli 21 või rohkem 33-st ja 2) vähemväljendunud ülekoormussündroomiga (VÜS) rühm, mille puhul küsimustiku indeks oli 20 või vähem 33-st. Mõlemasse rühma kuulus 7 vaatlusalust. Vaatlusaluste antropomeetrilised näitajad ja treeningkoormus on rühmade kaupa toodud tabelis 1. Kõik vaatlusalused kinnitasid oma nõusolekut uuringu osalemiseks allkirjaga.

Tabel 1. Vaatlusaluste vanus, antropomeetrilised näitajad ning treeningkoormus (keskmine ± SD)

		EÜS (n=7)	VÜS (n=7)
Vanus (aastat)		26,0±7,1	28,0±6,8
Pikkus (cm)		173,0±8,0	169,9±11,9
Kehamass (kg)		62,4±7,2	61,1±6,6
Kehamassi indeks (kg·m⁻²)		20,7±1,5	21,2±0,5
Treeningute arv nädalas (h)		6,7±1,7	7,0±1,0
Jooksumaht nädalas (km)		85,7±26,2	100,0±49,1
Põlve ümbermõõt (cm)	Vasak	36,2±1,9	34,8±1,8
	Parem	36,2±1,9	34,9±1,5
Hüppeliigese ümbermõõt (cm)	Vasak	25,0±1,7	24,3±1,5
	Parem	25,2±1,4	24,4±1,4
Alajäseme pikkus (cm)	Vasak	92,7±6,4	89,7±5,6
	Parem	92,9±6,5	89,0±5,6

Märkused: EÜS – enamväljendunud ülekoormussündroomiga rühm (1 naine; 6 meest); VÜS – vähemväljendunud ülekoormussündroomiga rühm (3 naist; 4 meest).

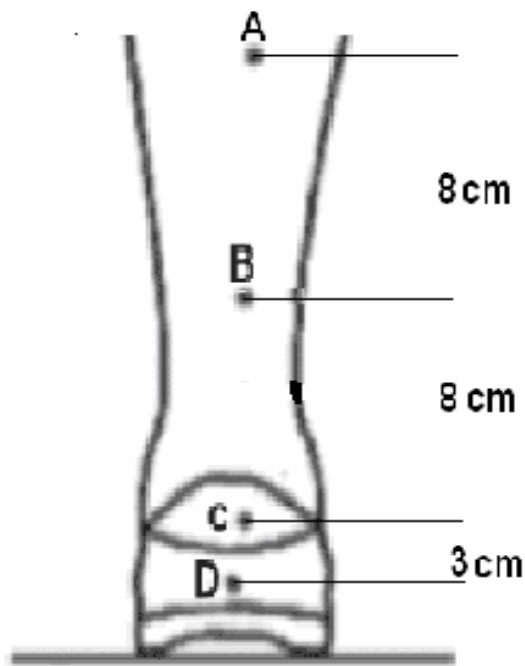
3.2. Meetodid

3.2.1. Antropomeetrilised mõõtmised

Kõikidel vaatlusalustel mõõdeti enne testimist metallist antropomeetriga keha pikkus (täpsusega 2 mm) ning elektroonilise kaaluga kehamass (täpsusega 0,1 kg). Põlve- ja hüppeliigese übermõõt määrati mõõdulindiga. Mõõtmiste sooritamisel lamas vaatlusalune selili uuringulaua. Põlveliigese übermõõdu määramiseks asetati mõõdulint mediaalselt ja lateraalselt liigespilule ning mõõdulindi näit loeti põlvekedra pealt. Hüppeliigese übermõõdu määramiseks asetati mõõdulint mediaalse ja lateraalse pekse pealt ja mõõdulindi näit loeti liigese eesosast. Jala pikkus määrati *spina iliaca anterior superior*’st mediaalse pekсени.

3.2.2. Jooksu kinemaatiliste parameetrite määramine

Sääre ja kanna omavahelise liikumise määramiseks asetati vaatlusalusele nii paremale kui vasakule jalale neli reflektorset (9 mm) läbimõõduga markerit. Markerite asetus on näidatud joonisel 1. Markerite asetamisel seisis vaatlusalune platvormil, mis tagas 90°-se nurga hüppeliigeses, mille puhul subtalaarliiges oli neutraalasendis. Kannale asetati kaks markerit, millest alumine asetati kandluu kõige väljaulatuvamale posterioorsemale osale ning teine alumisest 3 cm kõrgemale kanna keskjoonele, Achilleuse kõõlusele kandluu servale. Alumine sääremarker asetati 8 cm ülemisest kannamarkerist ülespoole sääre keskjoonele ning ülemine marker alumisest 8 cm kõrgemale sääre keskjoonele. Ülemine sääremarker asetsetes *m. gastrocnemius*’e üleminekul Achilleuse kõõluseks.



Joonis 1. Markerite paigutus säärel ja kannal.

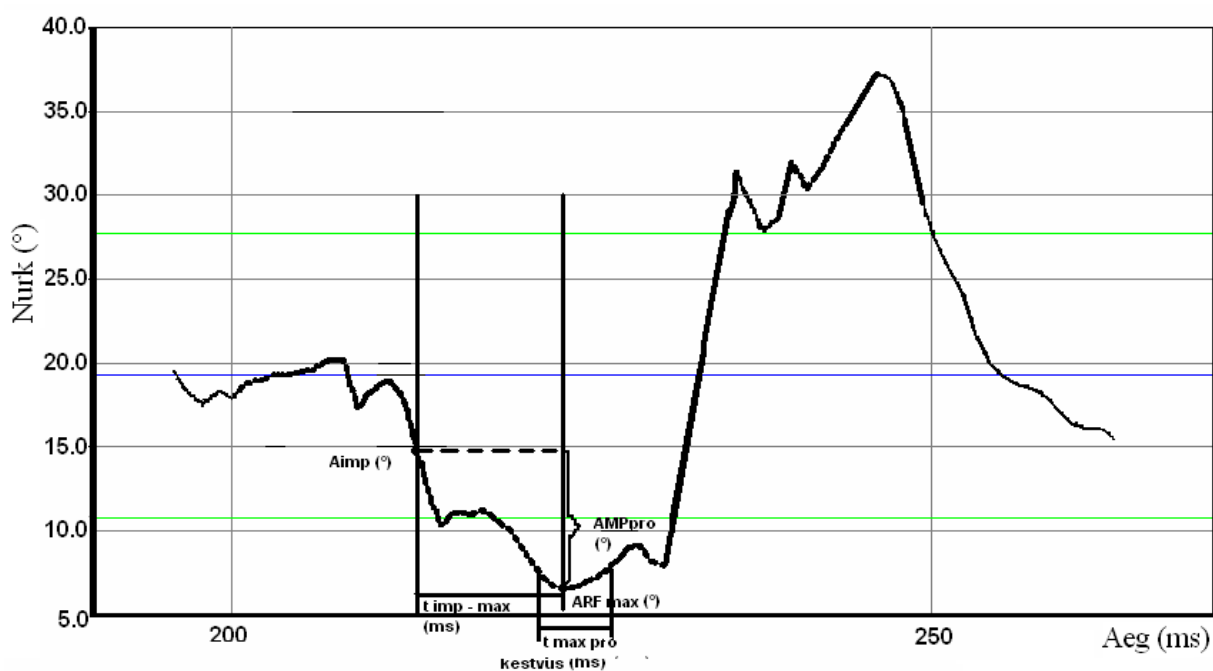
Markerite liikumise uurimiseks kasutati Rizzoli Instituudi liikumisanalüüsi laboratooriumis Vicon 612 (Vicon Motion Capture, Oxford UK) stereofotogrammeetrilist 8 M2 kaameraga süsteemi (100 Hz) ning Bologna Ülikooli biomehaanika laboratooriumis Vicon 320 6 M2 kaameraga süsteemi (200 Hz). Vicon-süsteem on täpne mõõtmismeetod, mis on väljatöötatud reflektorsete markerite (mis liiguvad kalibreeritud ja täpselt väljamõõdetud ruumis) asukoha määramiseks ning nende jälgimiseks. Vicon-süsteemi on võimalik sünkroniseerida dünamograafiliste platvormidega. Antud süsteemiga on võimalik mõõta ja analüüsida igasugust liigutustegevust. Tänu sellele kasutatakse Vicon-süsteemi biomehaaniliste uuringute teostamiseks ning kliinilises meditsiinis. Markerite trajektoore määratakse 100–200Hz sagedusel töötava videokaameraga. Mõõtmisväli on valgustatud nähtamatute infrapunakiirtega, mis on monteeritud iga kaamera külge. Valgustus, videokaamerad ja jõuplatvormid sünkroniseeriti ning kontrolliti Vicon 612 Datastation süsteemi poolt. Tulemused arvutati tarkaraga Workstation 4.1. versiooniga.

Kasutati kahte dünamograafilist platvormi (Kistler 9281 B). Kuna jooksusamm on kõnnisammust pikem ning jõuplatvormid olid liikumisrajale monteeritud vastavalt normaalsele kõnnisammule, tuli vaatlusalusel sooritada esimesele platvormile maandumine parema jala uurimisel parema jalaga ja vasaku jala uurimisel vasaku jalaga (Joonis 2).



Joonis 2. Parema jala asend dünamograafilisel platvormil jooksul.

Kahe sääre- ja kahe kannamarkeri vahel moodustuvate vektorite vahel leiti nurk jala mahapaneku hetkel ja maksimaalne pronatsiooni nurk graafikul (joonis 3) ning lahutati 180 kraadist. Antud nurkade vahega arvutati pronatsiooni ulatus. Ajalistest parameetritest määrati graafikult aeg, mis kulus jala mahapaneku hetkest maksimaalse pronatsiooni nurga saavutamiseks ning maksimaalses pronatsioonis viibimise aeg.



Joonis 3. Kahe vektori vahelise nurga muutumise graafiku näidis ühe sammu toefaasil. Graafikul on näidatu nurk jala mahapaneku hetke (Aimp) kraadides; maksimaalne pronatsiooni nurk (ARF max) kraadides; pronatsiooni ulatus (AMPpro) kraadides; aeg jala mahapaneku hetkest maksimaalse pronatsiooni nurgani ($t_{imp - max}$) millisekundites ja maksimaalse pronatsiooni kestvus ($t_{max pro}$ kestvus) millisekundites.

3.2.3. Ankeetküsitlus

Uuringus kasutatud ankeet koosnes 16 pikamaajooksuga sagedasti kaasnevates ülekoormusvigastuste sümptomite loetelust (Lisa 1). Vaatlusalustel tuli ära märkida, kas neil oma antud sümptomit esinenud korduvalt kas 7 päeva või kauem ning määrata ära, kas paremas või vasakus alajäsemes või mõlemas. Ankeedi lõppu tuli kirjutada vaatlusalusel viimase 3 kuu jooksul esinenud kaebused. Vastavalt antud vastustele arvutati ankeetküsitluse indeks, mille maksimum oli 33 palli ning miinimum 17 palli. Mida suurem oli indeks, seda rohkem esines neil ülekoormusvigastustega kaasnevat sümptomaatikat alajäsemetes. Ülekoormussündroom defineeriti kui mingi anatoomilise piirkonna kestev, korduv suur koormus, mis põhjustab haiguse tekke (Seeder 1995). EÜS rühma kaasatud vaatlusalustel esines rohkem ülekoormussündroomi sümptomeid mõlemas alajäsemes.

3.3. Uuringu korraldus

Töö eksperimentaalne osa viidi läbi Itaalias Bolognas Rizzoli Ortopeedia Instituudi liikumisanalüüsi laboratooriumis ja Bologna Ülikooli liikumis- ja sporditeaduste teaduskonna biomehaanika laboratooriumis 2008. aasta aprilli- ja maikuu. Kõik vaatlusalused kirjutasid alla kirjalikule nõusolekule testis osalemiseks. Seejärel vastasid ankeetküsimustikule ülekoormusvigastuste sümptomite esinemise kohta ning märgiti üles nende nädalane treeningkordade arv, treeningu iseloom ning keskmine jooksukilomeetraaž. Kõikidel vaatlusalustel mõõdeti enne testimist keha pikkus, kehamass, põlve- ja hüppeliigese ümbermõõt ning alajäseme pikkus. Vaatlusalustele kinnitati paremale ja vasakule sääre ja kanna segmendile neli reflektiivset markerit. Seejärel informeeriti vaatlusalust, et tal tuleb sooritada 6 jooksuharjutust kiirusega, mis vastaks ligikaudselt 4,5 min/km (3,83 m/s), maandudes nii parema kui ka vasaku jalaga jõuplatvormi keskosale. Soojenduseks sooritasid vaatlusalused piisava koguse proovikatseid, et leida sobiv sammupikkus platvormi tabamiseks ning kiiruse saavutamiseks. Eksperimendi esimeseks testiks oli vektorite vaheliste nurkade määramine seisemis. Selleks seisis vaatlusalune kuni 5 s vaatlusvälja keskele jõuplatvormil. Pärast ettevalmistust sooritasid vaatlusalused 6 katset parema ja 6 vasaku jalaga.

3.4. Tulemuste statistiline analüüs

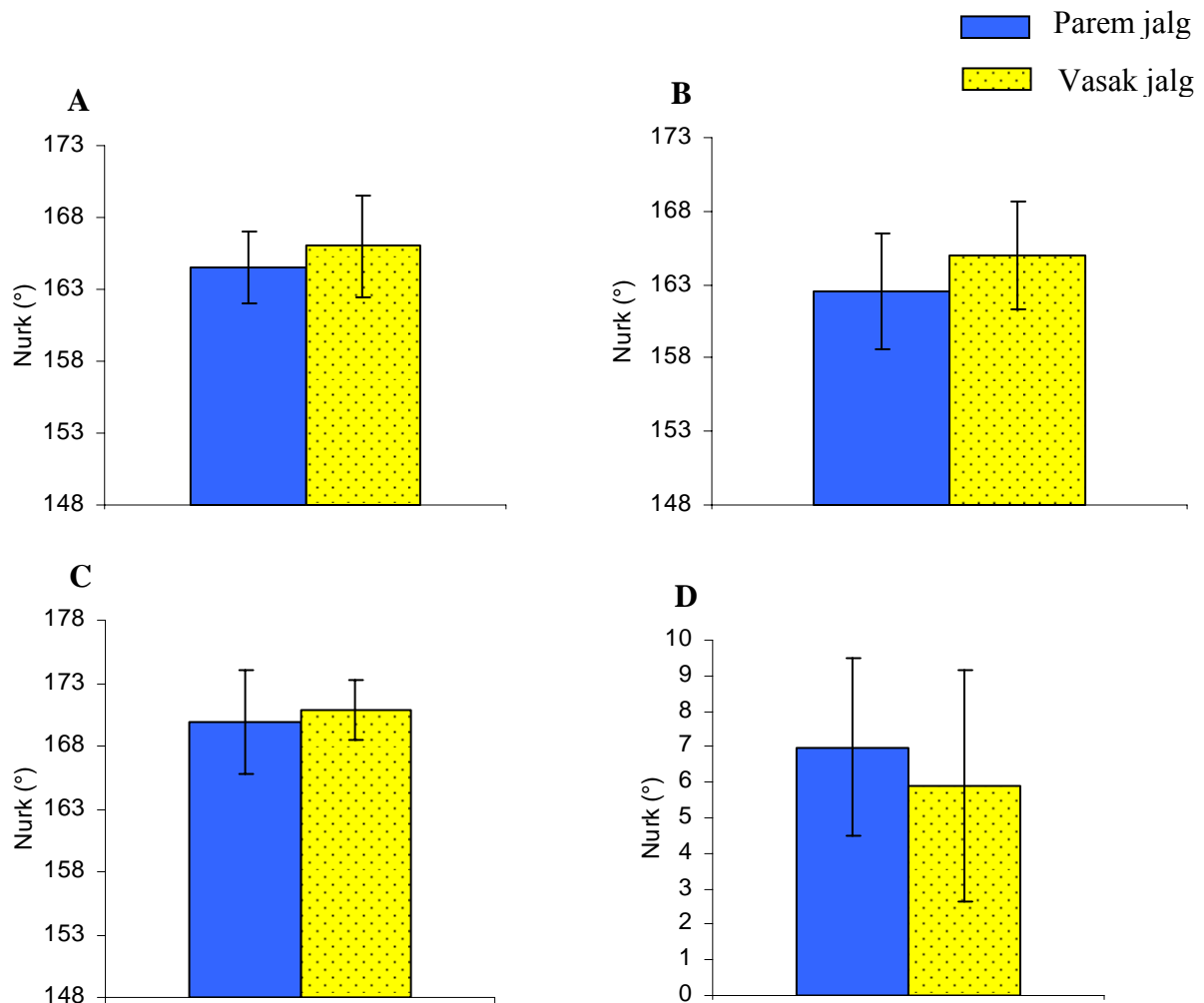
Uurimustöös saadud kõigi tulemuste osas määrati aritmeetiline keskmine ja aritmeetilise keskmise standardhälve (\pm SD) andmetöötlusprogrammi STATISTICA 4.5 abil. Gruppidevahelist erinevust võrreldi Student'i t-testiga, võttes olulisuse nivooks $p < 0,05$. Uuritud näitajate vaheliste seoste leidmiseks kasutati korrelatsioonanalüüsi.

IV TÖÖ TULEMUSED

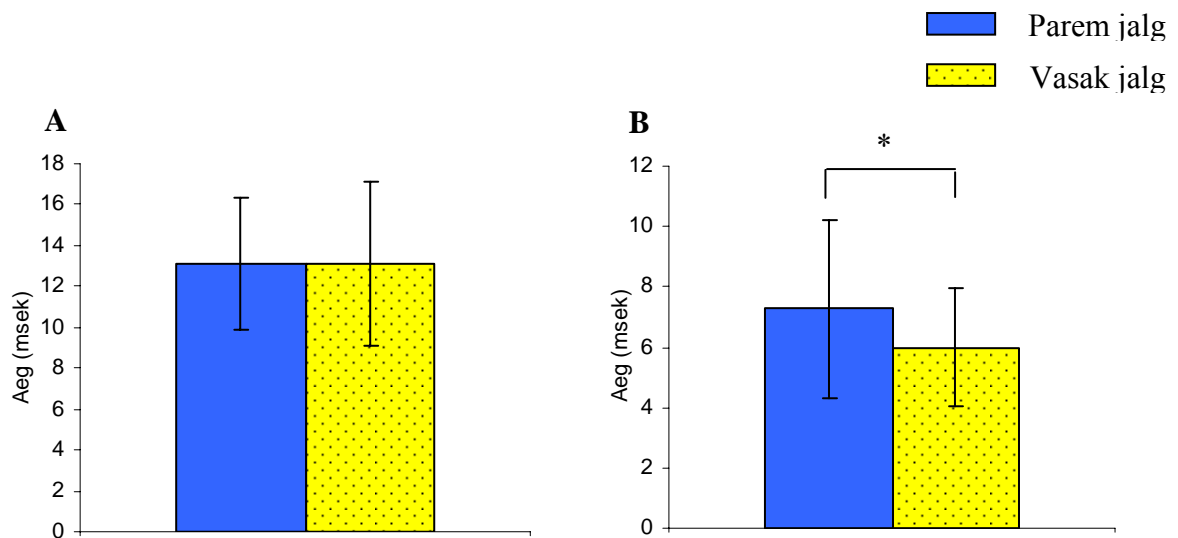
4.1. Vaatlusaluste vasaku ja parema jala võrdlus

Vaatlusaluste parema ja vasaku jala sääre ja kanna vahelise nurkade võrdlus algasendis seistes, jala mahapaneku hetkel, maksimaalses pronatsioonis ning pronatsiooni ulatus on toodud joonisel 3. Paremal jalal oli sääre ja kanna vaheline liikuvus küll suurem kui vasakul jalal, kuid erinevus ei olnud statistiliselt oluline. Paremal jalal avaldus vasaku jalaga võrreldes 15.6% suurem pronatsiooni ulatus (joonis 3 D, $p > 0,05$).

Vaatlusaluste rühma parema ja vasaku jala ajaliste parameetrite võrdlus on toodud joonisel 4. Parem jalg viibis vasaku jalaga võrreldes oluliselt kauem maksimaalses pronatsioonis ($p < 0,05$).



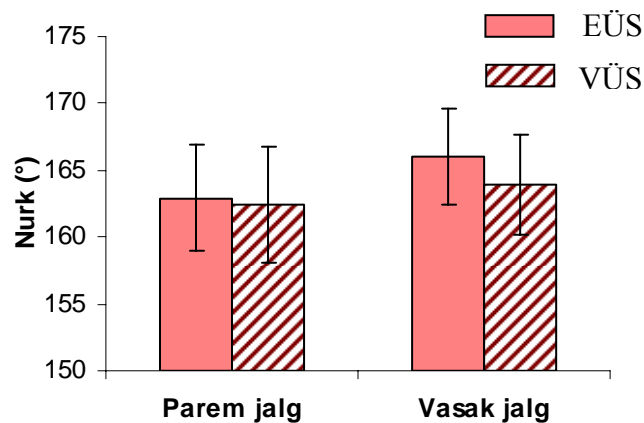
Joonis 3. Vaatlusaluste rühma ($n=14$) parema ja vasaku jala nurkparameetrite võrdlus (keskmine \pm SD). Sääre ja kanna vaheline nurk algasendis (A); nurk jala mahapaneku hetkel (B); maksimaalne pronatsiooni nurk (C); pronatsiooni ulatus (D).



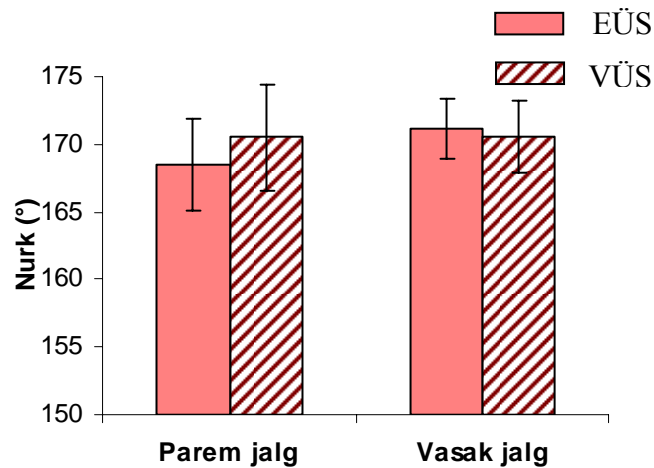
Joonis 4. Vaatlusaluste rühma (n=14) parema ja vasaku jala ajaliste parameetrite võrdlus (keskmine±SD). Aeg jala mahapaneku hetkest kuni maksimaalse pronatsiooni nurgani (A); maksimaalse pronatsiooni kestvus (B). *p<0.05.

4.2. Enam – ja vähemväljendunud ülekoormussündroomiga pikamaajooksjate võrdlus.

Enam- ja vähemväljendunud ülekoormussündroomiga rühmade parema ja vasaku alajäseme kanna ja sääre vahelise nurga võrdlus jala mahapaneku hetkel on toodud joonisel 5 ja maksimaalne pronatsiooni nurk toodud joonisel 6.

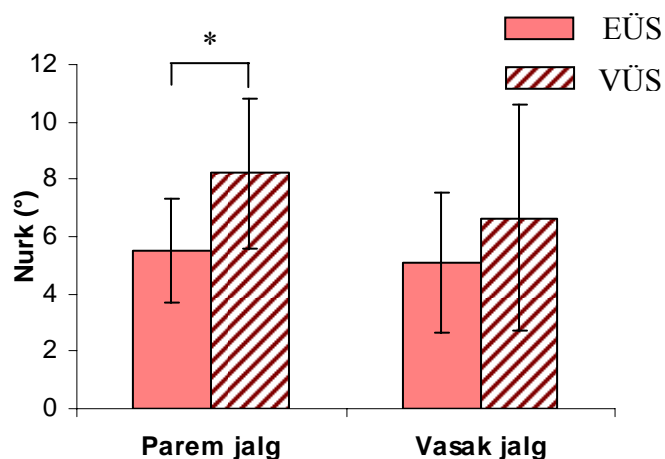


Joonis 5. Sääre ja kanna vaheline nurk enam- (EÜS) ja vähemväljendunud (VÜS) ülekoormussündroomiga pikamaajooksjate rühmas jala mahapaneku hetkel (keskmine±SD).

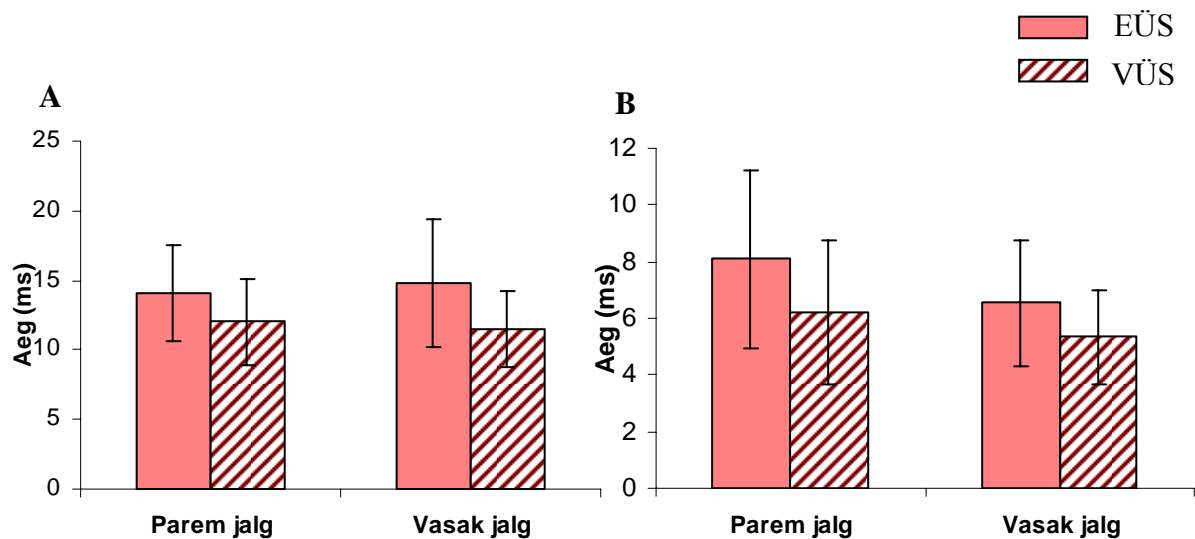


Joonis 6. Sääre ja kanna vaheline nurk maksimaalne pronatsiooni nurk enam- (EÜS) ja vähemväljendunud (VÜS) ülekoormussündroomiga pikamaajooksjate rühmas (keskmine±SD).

Pronatsiooni ulatus oli EÜS rühmal paremal jalal oluliselt väiksem kui VÜS rühmal (32,7%) (joonis 7). Ka vasakul jalal oli pronatsiooni ulatus EÜS rühmal 23,6% väiksem, kuid erinevus ei olnud statistiliselt oluline. VÜS rühmal oli pronatsiooni ulatus nii paremal ($p < 0,05$) kui ka vasakul ($p > 0,05$) jalal suurem, kuid maksimaalsesse pronatsiooni liikumise aeg (joonis 8 A) ja maksimaalses pronatsioonis viibimise ajad (joonis 8 B) olid lühemad kui EÜS rühmal ($p > 0,05$).



Joonis 7. Pronatsiooni ulatus enam- (EÜS) ja vähemväljendunud (VÜS) ülekoormussündroomiga pikamaajooksjate rühmal (keskmine±SD); $p < 0,05$.



Joonis 8. Aeg jala mahapaneku hetkest maksimaalse pronatsioonini (A) ja maksimaalse pronatsiooni kestvus (B) enam- (EÜS) ja vähemväljendunud (VÜS) ülekoormussündroomiga pikamaajooksjate rühmal (keskmine±SD).

4.3. Ankeetküsitluse tulemused

Ankeetküsitluse tulemusena jagati vaatlusalused EÜS ja VÜS rühma. EÜS rühmas oli keskmine vigastuste sümptomaatika indeks $23,1 \pm 3,3$ palli ja EÜS rühmas $19,1 \pm 1,5$ palli. Erinevus kahe rühma vahel oli 4,0 palli ($p < 0,06$).

Valu või ebamugavustunnet põlveliigeses olid korduvalt 7 päeva või kauem tundnud EÜS rühmas 2 ja VÜS rühmas 1 vaatlusalune, hüppeliigeses vastavalt 3 ja 1 vaatlusalust. Sääre väliskülje lihastes oli valu või ebamugavustunnet esinenud EÜS rühmas 2-l vaatlusalusel. Korduvat valu 7 päeva vältel oli põlve välisküljes EÜS rühmas esinenud 1-l vaatlusalusel (mõlemal jalal) ning VÜS rühmas samuti 1-l vaatlusalusel. Põlve siseküljel olid EÜS rühmas valu tundnud 2 vaatlusalust (mõlemas põlves). VÜS rühmas põlve siseküljel valutunnet ei esinenud. Pöias olid valu või ebamugavustunnet tundnud 2 vaatlusalust EÜS rühmast. Suures varbas, varvastes ja kandluus olid valu ja ebamugavustunnet korduvalt tundnud EÜS rühmas 3 vaatlusalust ja VÜS rühmas 2 vaatlusalust, kusjuures EÜS rühma uuritavad tajusid valu ainult varvastes ning VÜS rühma uuritavad ainult kandluus.

Põletiku sümptomeid, valu, punetust ja paistetust olid korduvalt, vähemalt 7 päeva jooksul kogunud põlvekõõluses VÜS rühmas 2 vaatlusalust. Põlvekõõluse kinnituskohas sääreluule ei olnud põletiku kumbagi rühma vaatlusalustel esinenud. Achilleuse kõõluses oli põletik esinenud EÜS rühmas 3-l vaatlusalusel, kellest ühel mõlemas jalas. VÜS rühmas oli

vastav näitaja 2. Jalatalla aluses sidekoekirmes oli EÜS rühmas põletik esinenud 3-l vaatlusalusel, kellest 2-l olid sümptomid esinenud mõlemal jalal; VÜS rühmas samuti kolmel vaatlusalusel, kuid ainult ühes jalas. Sääreluu ülaosa siseküljel oli põletikku esinenud ainult EÜS rühmas 1-l vaatlusalusel. Sääreluu sisepinnal sisemise pekse taga ei olnud antud vaatlusaluste puhul vaevusi kogetud.

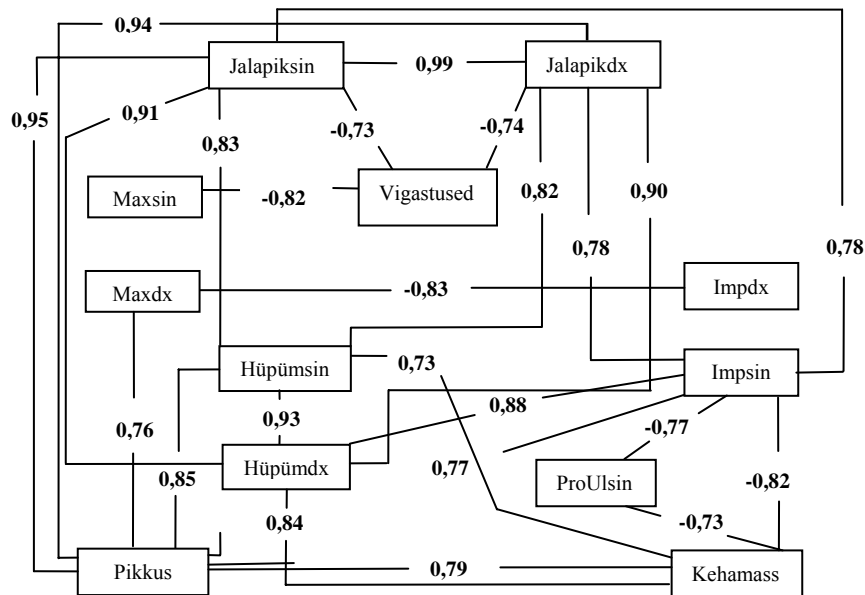
Säärekolmpealihase pingeseisundit (lihas on katsumisel jäik ja valulik) oli EÜS rühmas esinenud 2-l vaatlusalusel, neist 1-l mõlemas jalas, ning VÜS rühmas samuti 2-l vaatlusalusel, kuid ainult ühel jalal.

Viimase kolme kuu jooksul oli EÜS rühmas 1-l vaatlusalusel esinenud hüppeliigese valu, 1-l vaatlusalusel vasaku V metatarsaali valu ja nii parema kui ka vasaku põlveliigese sisest valu, 1-l vaatlusalusel vasaku puusaliigese valu, 1-l vaatlusalusel esinenud valu vasakus hüppeliigeses. Üks vaatlusalune on 2001. aastal diagnoositud *morbis schlatter* paremas põlves.

Viimase kolme kuu jooksul oli EÜS rühmas 1-l vaatlusalusel esinenud parema Achilleuse kõõluse põletik.

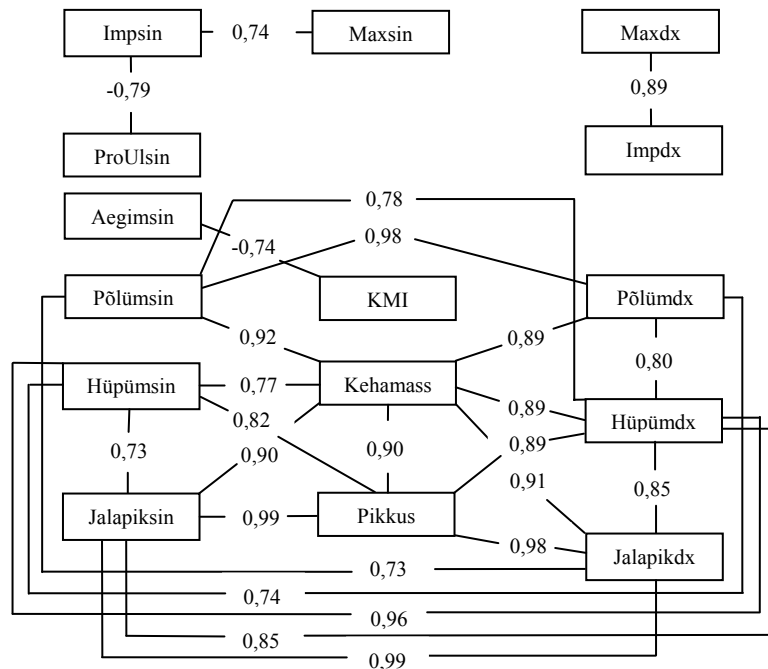
4.4. Korrelatiivsed seosed uuritud näitajate vahel

Vigastustega korreleerusid uuritavad näitajad ainult EÜS rühmas (joonis 9). EÜS rühmas esines negatiivne korrelatiivne seos vigastuste ja parema ($r=-0,74$, $p<0,05$) ning vasaku ($r=-0,73$, $p<0,05$) jala pikkuste ning vasaku jala maksimaalse pronatsiooni nurga ($r=-0,82$, $p<0,05$) vahel. EÜS rühmas esines negatiivne korrelatiivne seos kehamassi ning vasaku jala pronatsiooni ulatuse ($r=-0,73$, $p<0,05$) ja vasaku jala sääre ja kanna vahelise nurga vahel jala mahapaneku hetkel ($r=-0,82$, $p<0,05$).



Joonis 9. Statistiliselt olulised ($p\leq 0,05$, $r=0,73$; $p\leq 0,01$, $r=0,84$) korrelatiivsed seosed uuritud näitajate vahel EÜS rühmas. Jalapiksin – vasaku jala pikkus; Jalapikdx – parema jala pikkus; Maxsin – maksimaalne nurk vasaku jala sääre ja kanna vahel; Maxdx – maksimaalne nurk parema jala sääre ja kanna vahel; Impdx – parema jala sääre ja kanna vaheline nurk jala mahapaneku hetkel; Impsin – vasaku jala sääre ja kanna vaheline nurk jala mahapaneku hetkel; Hüpümsin – vasaku hüppeliigese ümbermõõt; Hüpümdx – parema hüppeliigese ümbermõõt; ProUlsin – vasaku jala pronatsiooni ulatus.

VÜS rühmas ei korreleerunud vigastused uuritavate näitajatega (joonis 10). VÜS rühmas esines negatiivne korrelatiivne seos kehamassi indeksi ja aja vahel jala mahapaneku hetkest maksimaalse pronatsiooni saavutamiseni ($r=-0,74$, $p<0,05$).



Joonis 10. Statistiliselt olulised ($p\leq 0,05$, $r=0,73$; $p\leq 0,01$, $r=0,84$) korrelatiivsed seosed uuritud näitajate vahel VÜS rühmas. Maxsin – maksimaalne nurk vasaku jala sääre ja kanna vahel; Maxdx – maksimaalne nurk parema jala sääre ja kanna vahel; Impdx – parema jala sääre ja kanna vaheline nurk jala mahapaneku hetkel; Impsin – vasaku jala sääre ja kanna vaheline nurk jala mahapaneku hetkel; Hüpümsin – vasaku hüppeliigese ümbermõõt; Hüpümdx – parema hüppeliigese ümbermõõt; ProUlsin – vasaku jala pronatsiooni ulatus; Aegimsin – vasaku jala aeg jala mahapaneku hetkest maksimaalse pronatsioonini; Pölümsin – vasaku põlve ümbermõõt; Pölümdx – parema põlve ümbermõõt; KMI – kehamassi indeks; Jalapiksin – vasaku jala pikkus; Jalapikdx – parema jala pikkus;

V TÖÖ TULEMUSTE ARUTELU

Käesoleva uurimustöö peamine eesmärk oli selgitada hüppeliigese kinemaatilist iseärasust jooksu toefaasis pikamaajooksjatel seoses ülekoormussündroomiga. Uuritavate rühmade keskmine vanus, kehamassi indeks, treeningute arv nädalas ja jooksukilomeetrite arv nädalas ei erinenud oluliselt.

Käesolevas uuringus on vigastuste esinemise määramiseks kasutatud küsimustikku, mis tõi esile alajäsemetega seotud ülekoormusvigastuste sümptomid, mille tõttu sportlane pidi treeningutest loobuma, koormust alandama, vajab meditsiinilist abivahendit või arstiabi (Willems jt., 2006). Oma uuringutes kasutasid küsimustikku vigastuste kohta Creagh ja Really (1998) vigastuste uurimiseks naisorienteerujatel, kus sarnaselt küsiti vigastuste esinemist, nende asukohta ja põhjust. Williams jt. (2001) leidsid kinnituse hüpoteesile, et kõrge mediaalse pikivõlviga jooksjatel esineb oluliselt rohkem lateraalseid vigastusi ning madala mediaalse pikivõlviga oluliselt rohkem mediaalseid vigastusi. Ka nemad kasutasid vaatlusalustel nendel esinenud vigastuste määramiseks küsimustikku, kus tuli ära märkida vigastused, mis hoidsid sportlast treeningust eemal vähemalt nädala.

Vaatlusalused jagati enam- ja vähemväljendunud ülekoormussündroomiga rühmadeks. Vaatlusaluseid ei saanud jagada ülekoormussündroomiga ja asümptomaatiliseks rühmaks, sest 14-st vaatlusalustest ainult ühel ei olnud kunagi esinenud ülekoormusega seotud kaebusi. Küll aga oli ülekoormussündroom VÜS rühmas vähemväljendunud. Tulemus kinnitab fakti, et jooksuga kaasnev pidev ühetaoline korduv alajäseme löögiline asetamine maapinnale võib varem või hiljem väljenduda ülekoormussündroomina (James ja Jones, 1990).

Käesolevas töös uuriti hüppeliigese kinemaatikat jooksul nelja markeri meetodiga, mida loetakse kaudseks meetodiks. Kinemaatiliste uuringute teostamisel jääb alati üheks probleemiks markerite paigutus. Meie uuringuga sarnast nelja markeriga kinemaatilist uuringut kasutasid mitmed autorid (Mueller ja Norton, 1992; Hreljac jt., 2000; Tsai jt., 2006; Johanson jt., 1994; Hetsroni jt., 2008; Feltner jt., 1994).

Käesolevas uurimustöös jooksid vaatlusalused paljajalu. Seda eelkõige sellepärast, et paremini määrata labajala liikuvus ilma jalanõu mõjutuseta. Kuigi meie kliimas ei ole jalanõudeta jooks mõeldav. Jalanõudes jooksmine ei näita labajala tõelist liikumist (Willems jt., 2006). Uuringud näitavad, et vähemalt luupinna pealt mõõdetud *calcaneus*'e ja *tibia* vaheline liikuvus ei erine oluliselt paljajalu ja jalatsitega jooksmisel (Stacoff jt., 2000), küll aga muudab jalanõu maandumisel mediaalse ja lateraalse pikivõlvi liikumist (Fukano ja

Fukubayashi, 2008). Edington jt. (1990) väidavad, et paljajalu jooksmisel väheneb jala mahapaneku hetkel sääre ja kanna vaheline nurk. Ka käesolevas uuringus täheldati, et vaatlusalused ei maandu kannale, vaid rohkem supineerivalt labajala lateraalsele osale. See seletab suhteliselt väikest pronatsiooni ulatust.

Alajäseme kinemaatika hindamisel laboratoorses tingimustes tuleb kasutada toereaktsiooni määravat jõuplatvormi, sest siis on võimalik täpselt määrata jala mahapaneku hetke ning äratõuget. Käesolevas uurimustöös kasutati 9 vaatlusaluse puhul toereaktsiooni määramist dünamograafilisel platvormi ja 4 vaatlusaluse puhul asetati V metatarsaalile reflektorne marker määramaks jala mahapaneku hetke. Seda sellepärast, et uuringud teostati erinevates laboratooriumites.

Käesolevas uuringus ei leitud olulist erinevust EÜS ja VÜS rühmade vahel sääre ja kanna vahelises nurgas jala mahapaneku hetkel tugipinnale ega maksimaalses pronatsioonis. Jõuti järeldusele, et jäiga (väiksema pronatsiooni ulatusega) labajala korral esineb rohkem ülekoormussündroomi. EÜS rühmas oli pronatsiooni ulatus oluliselt väiksem kui VÜS rühmas. Sarnast nelja markeriga kandлуу ja sääre vahelise nurga määramise meetodit kasutasid ka Tsai jt. (2006) liigse pronatsiooni mõju uurimiseks. Uuringu eesmärgiks oli leida, kas liigete passiivne ebastabiilsus proneerivas labajalas halvendab seismisel asendikontrolli. Selgus, et proneerijatel esines suurem küljelt-küljele liikumine ning supineerijatel suurem eest-taha liikumine (Tsai jt., 2006). Rathgeber jt. (2008) näitasid, et suurema pronatsiooniga jooksjad ületasid jooksmisel supineerijatega võrreldes rohkem sammu keskjoont. Samas erinevalt käesolevast uuringust väidavad Hintermann ja Nigg (1998), et ülekoormusvigastustega isikutel on pronatsioon 2-4° suurem kui mittevigastatutel.

Käesolevas uuringus saadud VÜS rühma parema ja vasaku jala pronatsiooni ulatus (vastavalt 8,2° ja 6,7°) on võrreldav Stacoff jt (2000) uuringu tulemustega, kus kogu eversiooni suuruseks paljajalu jooksul saadi 8,05°. Antud autorid kasutasid paljajalu jooksukatsel nahaaluseid ja luule kinnitatavaid markereid. Nende uuringus on antud tulemus saadud viiel tervel vaatlusalusel (Stacoff jt., 2000). Antud tulemus toetab meie poolt saadud tulemust. Saadud pronatsiooni ulatus on jooksul piisav ülekoormusvigastuste tekke riski vähendamiseks, sest Stacoffi jt. (2000) uuritavatel ei olnud kunagi sama pronatsiooni ulatuse juures ülekoormusvigastusi esinenud. Meie uuringus esines parema jala 8,2°-se ja vasaku jala 6,7°-se pronatsiooniulatusega kontingendil vähem ülekoormussündroomi sümptomeid kui EÜS rühma parema jala 5,5°-se ja vasaku jala 5,1°-se pronatsiooni ulatusega kontingendil. Oluline on siinkohal ära märkida, et Stacoffi jt. (2000) poolt valitud jooksukiirus oli madalam kui käesolevas uuringus (2,5 – 3,0 m/s versus 3,79 m/s). Juba ainuüksi kõnni kiiruse

suurenedes muutuvad oluliselt labajala plantaar- ja dorsiflektsiooni parameetrid (Tulchin ja Orendurff, 2008). Kõnnialalüüsiks töötasid Jenkyn ja Nicol (2007) välja 4-st labajala segmendist koosneva mudeli, kasutades igal segmendil 3 markerit. Nende meetodiga said nad subtalaarliigese liikuvusulatuseks 10° (Jenkyn ja Nicol, 2007). Huvitav oleks antud mudelit ja tulemusi ka jooksul kasutada. Fromme jt. (1997) järeldasid, et kiiruse suurenedes ja väsimuse kuhjudes suureneb pronatsiooni nurk. Sellepärast on alajäseme uuringutes oluline määrata liikumiskiirus. Üldiselt on keskmise kiirusena kasutusele võetud liikumine kiirusega 3,83 m/s (Edington, jt., 1990).

Käesolevas uurimustöös ei esinenud maksimaalse pronatsiooni saavutamise ajas olulisi erinevusi enam- ja vähemväljendunud ülekoormussündroomiga rühmade vahel. Siiski näitavad tulemused, et EÜS rühmas võttis maksimaalse pronatsiooni saavutamine kauem aega ning jalg püsis maksimaalses pronatsioonis kauem. Samas arvavad Stergiou jt., (2003), et mida kiiremini toimub pronatsiooni minek pärast jala mahapaneku hetke, seda kiiremini hakkab jalg ka äratõukel supinatsiooni minema. Sellest võiks oletada, et EÜS rühmas hilines pronatsiooni minek ning ka sealt äratõukel supinatsiooni minek.

Sarnaselt meie uuringule jagasid Willems jt. (2006) treeningu tulemusena tekkiva säärevalu põhjal vaatlusalused kahte (vigastatute ja mittevigastatute) rühma ning leidsid, et pronatsiooni kolmest liigutusest kaks (eversioon ja abduktsioon) olid oluliselt suuremad vigastatute rühmas. Sarnaselt meie uuringule täheldasid Willems jt. (2006), mida kauem viibib jalg pronatsioonis, seda suurem on ülekoormusvigastuste risk. Kuigi meie uuringus ei olnud pronatsiooni kestvus rühmade vahel statistiliselt oluliselt erinev, näitasid tulemused, et EÜS rühmas kestis pronatsioon kauem kui VÜS rühmas. Kogu vaatlusaluste grupi vasaku ja parema jala võrdlusel leidsime, et paremal jalal kestis pronatsioon vasakuga võrreldes oluliselt kauem. Kogu vaatlusaluste grupi kaebuste võrdlusel esines parema alajäseme osas ka arvuliselt rohkem kaebusi. Lühem maksimaalse pronatsiooni saavutamise aeg on võrdeline väiksema vigastuste riskiga (Hreljac, 2000). Kui labajalg jääb liiga kauaks pronatsiooni, siis on lihased ja liigesed sunnitud rohkem pingutama, et äratõukel jalga stabiliseerida. Pikenenud pronatsiooni kompenseerib alajäse sääre pikenenud sissepöördega (James ja Jones, 1990). Samas väidavad Hetsroni jt. (2008), kes uurisid 405 sõjaväelast, et pikenenud pronatsiooni periood vähendab väsimusmurdude tekke riski reie- ja sääreluus. Saadud tulemus kinnitab antud töös tehtud järeldust, et suurem pronatsiooni ulatus vähendab ülekoormusseisundi tekke riski. Ka nemad määrasid subtalaarliigese liikumist antud tööle sarnase markerite asetusega ning paljajalu, kuid nende vaatlusalused kõndisid kiirusega 5 km/h. Samuti määrasid nad antud tööle sarnased ajalised ja ruumilised parameetrid (Hetsroni jt., 2008).

Arvata võib, et suurenenud liikuvus kannal ja sääre vahel põhjustab suuremat väändedeformatsiooni tingituna *tibia* sissepöördest kannal eversiooni suhtes (Bellchamber ja van der Bogert, 2000; Stacoff jt., 2000; Nigg jt., 1993). Bellchamber ja van der Bogert (2000) võrdlesid 10 mehe ja 10 naise *tibia* ja kandluu vahelist pöördemomenti kõnnil ja jooksul. Jooksul mõjutab *tibia* sissepööret kannal liikumine, kuid kõnnil on *tibia* sissepööre mõjutatud proksimaalsetest teguritest (Bellchamber ja van der Bogert, 2000; Stacoff jt., 2000). Antud tulemus toetab hüpoteesi, et ülekoormussündroomide põhjustajaks võivad olla ka kere-, tuhara- ja reielihased. Seega peab tähelepanu pöörama nii tuhara kui ka reie tagakülje lihaste tööle lülitumisele jooksutsükli ning nende mõjule labajala liikumisele, kuidugi ka labajala lihaste aktiivsusele (Nester jt. 2005). Leetun jt. (2004) leidsid isomeetriliste jõutestide tulemusena, et mida nõrgem on vaatlusaluste puusaliigese abduktsioon ja välisrotatsioon, seda rohkem esineb neil ka vigastusi. Urijad rõhutasid, et mida nõrgem on puusaliigese välisrotatsioon, seda suurem on vigastuste tekke risk (Leetun jt, 2004).

Seega võib järeldada, et mittepiisava pronatsiooni korral tekitab jala mahapanekul esinev koormus alajäseme luudes liigseid deformatsioone ning võib põhjustada ülekoormusvigastusena väsimusmurde ning liigne pronatsioon põhjustab tänu väändedeformatsioonile ülekoormusvigastusi ümbritsevates pehmetes kudedes. EÜS rühmas esines üksikutele vaatluste rohkem luukoega seonduvaid ülekoormussündroomide nagu valu põlveliigese, põlve ja varvastes, kuid samas ka plantaarfastsiiti ja lateraalselt paiknevate pehmete kudede vigastusi. VÜS rühmas esinesid kaebused peamiselt pehmetes kudedes. Kuid selle põhjal oleks vale oletada, et suurem pronatsioon põhjustab VÜS rühmas pehmete kudede vigastusi. EÜS rühmas esines igat tüüpi sümptomaatikat rohkem kui VÜS rühmas.

Järjest enam pööratakse tähelepanu väsimuse mõjule alajäseme kinemaatilistele parameetritele jooksul. Käesolevasse uuringusse väsimuse efekti ei kaasatud. Uuringud toimusid alati ennelõunasel ajal ning ükski vaatlusalune ei olnud enne uuringule tulekut treeninud. Väsimuse suurenedes liigete vaheline koostöö suureneb (Davis ja Dierks, 2008), samas suureneb ülekoormusvigastuste risk (Nagel jt., 2008). Samas on leitud, et olulisem ühest pikaajalisest koormusest (Deleu jt., 2008) on pikema perioodi vältel kudedes kogunenud jääkdeformatsiooni suurus (Hreljac jt., 2000; James ja Jones, 1990). Huvitav, et käesolevas uuringus oli VÜS rühmas nädalane jooksukilomeetrite hulk suurem kui EÜS rühmas. Lisaks väsimusele peetakse oluliseks otsida ülekoormusvigastuste põhjuseid treeningprotsessis tehtud vigadest (Olesen jt., 2008). Tavalisteks vigadeks on peetud liiga kiiresti ja liiga palju tõstetud koormust piisava puhkuse puudumise foonil. Seega võib oletada, et VÜS rühma vaatlusaluste treeningkoormus oli neile sobivam ning treeningu ja puhkuse vahetegur oli

taastumiseks piisavam. Sobiva individuaalse koormuse leidmine ning mõõdukas koormuse tõstmine on treeningprogrammi koostamisel üheks võtmeküsimuseks. Ka Van Tiggelen jt. (2008) rõhutavad individuaalset lähenemist nii treeningu planeerimise kui ka vigastuste ennetamise seisukohalt.

Käesolevas uurimustöös esines EÜS rühmas vigastuste sümptomite ja jalgade pikkuste vahel negatiivne korrelatsioon. VÜS rühmas ei esinenud olulisi korrelatsioone vigastuste ja uuritavate parameetrite vahel. Arvata võib, et seda põhjustas ligikaudu 3 cm keskmine jalgade pikkuste erinevus EÜS ja VÜS rühma vahel. Sellest seosest järeldub, et mida pikemad on jalad, seda vähem esineb ülekoormusvigastuste sümptomaatikat. Jala pikkus muudab keha raskuskeskme asukohta. Sellest võib järeldada, et põhjuseks on keha raskuskeskme kõrgem asukoht. Parema ja vasaku jala omavaheline pikkuse erinevus on muidugi üks vigastusi põhjustavaid tegureid. Perttunene jt. (2004) uurisid jala pikkuse erinevusega vaatlusaluste kõndi, leides, et lühemale jalale langeb toefaasis suurem surve ning pikem jalg on äratõukel rohkem koormatud. Huvitav on täheldada, et koormuste erinevused suurenesid kõnni kiiruse tõustes, millest võib järeldada, et jooksul, kus kiirused on veelgi suuremad, on väiksemgi jala pikkuste erinevus vigastuste seisukohalt määrava tähtsusega. Asümmeetria võib olla põhjuseks, miks ühel või teisel alajäsemel esineb rohkem vigastuste sümptomeid (Zifchock jt., 2006), kuigi koormus suureneb siiski mõlemas alajäsemes erinevates piirkondades. EÜS rühma vaatlusaluste andmetes vasaku ja parema alajäseme keskmistes pikkustes esines ainult 0,2 cm erinevus. Vaatlusaluste arv oli käesolevas uuringus liiga väike, et teha paikapidavaid üldistusi.

Peamiselt on uuringutes kasutatud reie ja sääre ümbermõõtu, mitte niivõrd põlve- ja hüppeliigese ümbermõõtu ning võrreldud peamiselt sooritusvõimega, mitte vigastuste tekkega (Knechtle jt., 2008). Knechtle jt. (2008) leidsid, et alajäseme pikkuse erinevus ei mõjutanud ülipikamaajooksu tulemust, kuid jooksjad, kelle õlavarre ümbermõõt oluliselt vähenes, jooksid kiiremini. Kudedes tekitab vigastusi jala asetusel maapinnale tekkinud põrutus, mis talletub kudesse kineetilise energiana. Labajala all produtseeritud jõud oleneb labajala massist ja kiirusest ning pinnase paksusest, elastsusest ja viskoossusest (Whittle 1999). „Šokilaine” maanduseks on jooksul eriti oluline alajäseme õige teljelisus. Väsimuse kasvades teljelisus häirub, kuna luid ja liigeseid stabiliseerivad lihased väsivad või halveneb nende koordineeritud koostöö (Mizrahi jt., 1997). Siit ka järgmine toetus hüpoteesile, et väsimus etendab olulist rolli ülekoormusvigastuse arengus. Jooksul on edukalt löögist tekitatud koormust vähendatud sisetallaga (Whittle, 1999) ja jooksujalanõu talla paksusega (Clinghan jt., 2008), kuid hüpetel ainult tallast ei piisa, et vältida ülekoormusvigastusi. Samuti põhjustab

ülekanna jooksmine suuremat löögist tekkinud šokilainet kui labajala keskosale maandumine (Whittle, 1999). Võib arvata, et ka käesolevas uuringus vältisid vaatlusalused instinktiivselt kannale maandumist, et vältida põrutust ning jooksid rohkem põiale maandudes.

Kokkuvõtteks võib öelda, et ülekoormusvigastuste tekkepõhjuseid on mitmeid. Üheks ülekoormussündroomi põhjustajaks on väiksem pronatsiooni ulatus hüppeliigeses jooksu toefaasis. Väiksema pronatsiooni ulatusega väheneb ka labajala amortisatsioonivõime. Antud uurimustööst selgus, et suurema pronatsiooni ulatusega vaatlusalustel esines vähem ülekoormussündroomiga kaasnevaid kaebusi.

VI JÄRELDUSED

1. Enamväljendunud ülekoormussündroomiga pikamaajooksjatel ilmnis jooksu toefaasis pronatsiooni ulatuse vähenemine.
2. Sääre ja kannal vaheline nurk jala mahapaneku hetkel tugipinnale jooksul ja maksimaalne pronatsiooninurk enam- ja vähemväljendunud ülekoormussündroomiga pikamaajooksjatel oluliselt ei erinenud.
3. Maksimaalse pronatsiooni saavutamise ajas ja maksimaalse pronatsiooni kestvuses jooksu toefaasis enam- ja vähemväljendunud ülekoormussündroomiga pikamaajooksjatel olulist erinevust ei esinenud.
4. Enamväljendunud ülekoormussündroomiga pikamaajooksjatel oli alajäsemete pikkus, samuti maksimaalne pronatsiooninurk jooksu toefaasis negatiivses korrelatsioonis ülekoormuse sümptomitega.

Kasutatud kirjandus

1. **Arndt, A.; Westblad, P.; Winson, I.; Hasimoto, T.; Lundberg, A.** Ankle and subtalar kinematics measured with intracortical pins during the phase of walking. *Foot Ankle Int.* 2004; 25: 357-364.
2. **Arndt, A.; Wolf, P.; Lin, A.; Nester, C.; Stacoff, A.; Jones, R.; Lundgren, P.; Lundberg, A.** Intrinsic foot kinematics measured in vivo during the stance phase of slow running. *J. Biomech.* 2007; 40: 2572-2678.
3. **Barnes, A.; Wheat, J.; Milner, C.** Association between foot type and tibial stress injuries: a systematic review. *Br. J. Sports Med.* 2008; 42: 93-98.
4. **Bellchamber, T.L.; van der Bogert, A.J.** Contributions of proximal and distal moments to axial tibial rotation during walking and running. *J. Biomech.* 2000; 33: 1397-1403.
5. **Benedetti, M.G.; Leardini, A.; Bianchi, L.; Berti, L.; Giannini, S.** Comparison of outputs of different models for foot kinematics. *Proceedings of 1st Foot and Ankle Biomechanics Community Congress.* Bologna, Italy. 2008: 91.
6. **Bennell, K.; Crossley, K.; Jayarajan, J.; Walton, E.; Warden, S.; Kiss, Z.S.; Wrigley, T.** Ground reaction forces and bone parameters in females with tibial stress fracture. *Med. Sci. Sport Exerc.* 2004; 36: 397-404.
7. **Biagi, F.; Berti, L.; Benedetti, M.G.; Leardini, A.** Skeletal-based animation in multi-segment foot kinematics. *Proceedings of 1st Foot and Ankle Biomechanics Community Congress.* Bologna, Italy. 2008: 90.
8. **Brushøy, C.; Larsen, K.; Albrecht-Beste, E.; Nielsen, M.; Løye, F.; Hölmich, P.** Prevention of overuse injuries by a concurrent exercise program in subjects exposed to an increase in training load: a randomized controlled trial of 1020 army recruits. *Am. J. Sports Med.* 2008; 36: 663-667.
9. **Buist, I.; Bredeweg, S.W.; van Mechelen, W.; Lemmink, K.A.P.M.; Pepping, G.-J.; Diercks, R.L.** No effect of graded training program on the number of running-related injuries in novice runners. *Am. J. Sports Med.* 2008; 36: 33-39.
10. **Clinghan, R.; Arnold, G.P.; Drew, T.S.; Cochrane, L.A.; Abboud, R.J.** Do you get value for money when you buy an expensive pair of running shoes? *Br. J. Sports Med.* 2008; 42: 189-193.
11. **Creagh, U.; Really, Th.** Training and injuries amongst elite female orienteers. *J. Sports Med. Phys. Fitness.* 1998; 38: 75-79.

12. **D'Amico, A.; Benedetti, M.G.; Berti, L.; Dona, G.; Sawacha, Z.; Cobelli, C.; Leardini, A.** Validation of current protocols for multi-segment foot kinematics by elementary joint motion. Proceedings of 1st Foot and Ankle Biomechanics Community Congress, Bologna, Italy. 2008: 92.
13. **Davis, I.S. ja Dierks, T.A.** Rearfoot and knee coupling over a prolonged run in runners with patellofemoral pain syndrome. Proceedings of 1st Foot and Ankle Biomechanics Community Congress, Bologna, Italy. 2008: 44.
14. **De Clerca, D.; Aerts, P.; Kunnen, M.** The mechanical characteristics of the human heel pad during foot strike in running: an *in vivo* cineradiographic study. J Biomech. 1994; 27: 1213-1222.
15. **Deleu, P.-A.; Matricali, G.; Leemrijse, T.; Deschamps, K.** Impact of 90 minutes running exercise on plantar loading of the forefoot: a prospective study on symptom-free athletes. Proceedings of 1st Foot and Ankle Biomechanics Community Congress, Bologna, Italy. 2008: 47.
16. **Dixon, J.S.; Collop, C.A.; Batt, E.M.** Surface effects on ground reaction forces and lower extremity kinematics in running. Med. Sci. Sports Exerc. 2000; 32: 1919-1926.
17. **Edington, C.J.; Frederick, E.C.; Cavanagh; P.R.** Rearfoot motion in distance running. In: Cavanagh, P.R. (Ed), Biomechanics of distance running. Human Kinetics Books, Champaign, Illinois. 1990: 135-164.
18. **Feltner, M.E.; Macrae, H.S.H.; Macrae, P.G.; Turner, N.S.; Hartman, C.A.; Summers, M.L.; Welch, M.D.** Strength training effects on rearfoot motion in running. Med. Sci. Sports Exerc. 1994; 26: 1021-1027.
19. **Fromme. A.; Winkelmann, F.; Thorwesten, L.; Reer, R.; Jerosch, J.** Pronation angle of the rear foot during running in relation to load. Sportverl.-Sportschad. 1997; 11: 52-7.
20. **Fukano, M. ja Fukubayashi, T.** Foot arch kinematics of barefoot and shod landing. Proceedings of 1st Foot and Ankle Biomechanics Community Congress, Bologna, Italy. 2008: 53.
21. **Gross, L.M. ja Napoli, C.R.** Treatment of lower extremity injuries with orthotic shoe inserts. An Overview. Sports Med. 1993; 15: 66-70.
22. **Hardin, C.E.; Van Der Bogert, J.A.; Hamill J.** Kinematic adaptations during running effects of footwear, surface and duration. Med. Sci. Sports Exerc. 2004; 36: 838-844.

23. **Hetsroni, I.; Finestone, A.; Milgrom, C.; Ben-Sira, D.; Nyska, M.; Mann, G.; Almosnino, S.; Ayalon, M.** The role of foot pronation in the development of femoral and tibial stress fractures: a prospective biomechanical study. *Clin. J. Sport Med.* 2008; 18: 18-23.
24. **Heidenfelder, J.; Sterzing, T.; Bullmann, M.; Milani, T.L.** Heel strike angle and foot angular velocity in the sagittal plane during running in different Shoe conditions. *Proceedings of 1st Foot and Ankle Biomechanics Community Congress, Bologna, Italy.* 2008: 45.
25. **Hintermann, B. ja Nigg, B.M.** Pronation in runners. Implication for injuries. *Sports Med.* 1998; 26: 169-176.
26. **Hreljac, A.** Impact and overuse injuries in runners. *Med. Sci. Sports Exerc.* 2004; 36: 845-849.
27. **Hreljac, A.; Marshall, N.R.; Hume, A.P.** Evaluation of lower extremity overuse injury potential in runners. *Med. Sci. Sports Exerc.* 2000; 32: 1635-1641.
28. **Impellizzeri, F.M.; Rampinini, E.; Carstagna, C.; Martino, F.; Fiorini, S.; Wisloff, U.** Effect of plyometric training on sand versus grass on muscle soreness and jumping and sprinting ability in soccer players. *Br. J. Sports Med.* 2008; 42: 42-46.
29. **James, S.L.; Jones, D.C.** Biomechanical aspects of distance running injuries. In: Cavanagh, P.R. (Ed), *Biomechanics of distance running.* Human Kinetics Books, Champaign, Illinois. 1990: 149-169.
30. **Jenkyn, T.R. ja Nicol, A.C.** A Multi-segment model of the foot with a novel definition of forefoot motion for use in clinical gait analysis during walking. *J. Biomech.* 2007; 40: 3271-3278.
31. **Johannsen, F. ja Stallknecht, B.** Training, injuries and infections among elite orienteeres. *Scand. J. Med. Sci. Sports.* 1993; 3: 273-278.
32. **Johanson, A.M.; Donatell, R.; Wooden, M.J.; Andrews, P.D.; Cummings, G.S. J.** Effects of three different posting methods on controlling abnormal subtalar pronation. *Phys. Ther.* 1994; 74: 149-161.
33. **Knechtle, B.; Knechtle, P.; Schulze, I.; Kohler, G.** Upper arm circumference is associated with race performance in ultra-endurance runners. *Br. J. Sports Med.* 2008; 42: 295-299.
34. **Komi, P.V.; Hyvärinen, T.; Kvist, M. (ED.).** Biomechanical consideration in the study of impact of loads and foot stability during running. *Paavo Nurmi Congress*

- Book: Advanced European Course on Sports Medicine 5th Anniversary of the Finnish Society of Sports Medicine, Turku, Finland. 1989: 219-223.
35. **Leardini, A.; Benedetti, M.G.; Berti, L.; Bettinelli, D.; Nativo, R.; Giannini, S.J.** Rear-foot, mid-foot and fore-foot motion during the stance phase of gait. *Gait Posture*. 2007; 25: 453-462.
 36. **Leardini, A.; Stagni, R.; O`Connor, J.** Mobility of the subtalar joint in the intact ankle complex. *J. Biomech*. 2001; 34: 805-809.
 37. **Leetun, T.D.; Ireland, M.L.; Willson, J.D.; Bryon, T.B.; Davise, I.M.** Core stability measure as risk factor for extremity injury in athletes. *Med. Sci. Sports Exerc*. 2004; 36: 926-934.
 38. **Lewis, S.G.; Kirby, A.K.; Piazza, J.S.** Determinations of subtalar joint axis location by restriction of talocrural joint motion. *J. Biomech*. 2007; 40: 2672-2678.
 39. **McClay, I.S.; Lake, M.J.; Cavanagh, P.R.** Muscle activity in running. In: Cavanagh, P.R. (Ed), *Biomechanics of distance running*. Human Kinetics Books, Champaign, Illinois. 1990: 165-186.
 40. **Miller, D.I.** Ground reaction forces in distance running. In: Cavanagh, P.R. (Ed), *Biomechanics of distance running*. Human Kinetics Books, Champaign, Illinois. 1990: 203-224.
 41. **Milliron, M.J.; Cavanagh, P.R.** Sagittal plane kinematics of the lower extremity during distance running. In: Cavanagh, P.R. (Ed), *Biomechanics of distance running*. Human Kinetics Books, Champaign, Illinois: 1990: 65-105.
 42. **Mizrahi, J.; Voloshin, A.; Russek, D.; Verbitsky, O.; Isakov, E.** The influence of fatigue on EMG and impact acceleration in running. *Basic Appl. Myol*. 1997; 7: 111-118.
 43. **Mueller, M.J. ja Norton, B.J.** Reliability of kinematics measurements of rear-foot motion. *Phys. Ther*. 1992; 72: 731-737.
 44. **Nagel, A.; Fernholz, F.; Kibele, C.; Rosenbaum, D.** Long distance running increases plantar pressures beneath the metatarsal heads. A barefoot walking Investigation of 200 marathon runners. *Gait Posture*. 2008; 27: 152-155.
 45. **Nester, C.; Findlow, A.; Liu, A.; Ward, E.; Cocheba, J.** Redefining biomechanics of the foot and ankle. *Pod. Today*. 2005; 18: 52-62.
 46. **Nguyen, A.-D.; Shultz, S.J.** Sex differences in clinical measures of lower extremity alignment. *J. Orthop. Sports Phys. Ther*. 2007; 37: 389-398.

47. **Nigg, B.M.; Cole, K.G.; Nachbauer, W.** Effects of arch height of the foot on angular motion of the lower extremities in running. *J. Biomech.* 1993; 26: 909-916.
48. **Nigg, B.M. ja Morlock, M.** The influence of lateral heel flare of running shoe on pronation and impact forces. *Med. Sci. Sports Exerc.* 1987; 19: 294-302.
49. **Nigg, B.M.; Bahlsen, H.A.; Luethi, S.M.; Stokes, S.** The influence of running velocity and midsole hardness on external impact force in heel-toe running. *J. Biomech.* 1987; 2: 951-959.
50. **Nigg, M.B.** Biomechanics, load analysis and sport injuries in the lower extremities. *J. Sports Med.* 1985; 2: 367-379.
51. **Olesen, C.O.; Nielsen, R.G.; Rathleff, M.; Simonsen, O.; Moelgaard, C.; Jensen, K.; Lundbye-Christensen, S.; Kaalund, S.** Does excessive pronation cause pain? Proceedings of 1st Foot and Ankle Biomechanics Community Congress, Bologna, Italy. 2008: 79.
52. **Perttunen, J.R.; Anttila, E.; Södergård, J.; Merikanto, J.; Komi, P.V.** Gait asymmetry in patients with limb length discrepancy. *Scand. J. Med. Sci. Sports.* 2004; 14: 49-56.
53. **Petrolo, L.; Catani, F.; Belvedere, C.; Stagni, R.; Leardini, A.** Mechanics of foot and ankle by synchronized measurements from single plane video-fluoroscopy and force plates: Preliminary Assessments. Proceedings of 1st Foot and Ankle Biomechanics Community Congress, Bologna, Italy. 2008: 118.
54. **Plisky, M.S.; Rauh, M.J.; Heiderscheit, B.; Underwood, F.B.; Tank, R.T.** Medial tibial stress syndrome in high school cross-country runners: incidence and risk factors. *J. Orthop. Sports Phys. Ther.* 2007; 37: 40-47.
55. **Rathgeber, T.; Tekautz, P.; Eckelt, M.; Litzenberger, S.; Sabo, A.; Reichel, M.** Correlation between foot pronation and overcrossing while running. Proceedings of 1st Foot and Ankle Biomechanics Community Congress, Bologna, Italy 2008: 64.
56. **Salathe, E.P. Jr.; Arangio, G.A.; Salathe, E.P.** The foot as a shock absorber. *J. Biomech.* 1990; 23: 655-659.
57. **Sammarco, J.G.** Biomechanics of the foot. In: Basic biomechanics of the skeletal system. Frankel, V.H. ja Nordin, M. Philadelphia, Lea and Febiger. 1980: 193-220.
58. **Seeder, J.** Skeletisüsteemi ülekoormushaigused ja spordivigastused. 1995: 8.
59. **Smeathers, J.** Transient vibration caused by heel strike. *J. Engng. Med.* 1989; 203: 181-186.

60. **Sommer, H.M. ja Vallentyne, S.W.** Effect of foot posture on the incidence of medial tibial stress syndrome. *Med. Sci. Sports Exerc.* 1995; 27: 800-804.
61. **Stacoff, A.; Nigg, M.B.; Reinschmidt, Ch.; van der Bogert, A.J.; Lundberg, A.** Tibiocalcaneal kinematics of barefoot versus shod running. *J. Biomech.* 2000; 33: 1387-1395.
62. **Stergiou, N.; Bates, B.T.; James, L.S.** Asynchrony between subtalar and knee joint function during running. *Med. Sci. Sports Exerc.* 1999; 31: 1645-1655.
63. **Stergiou, N.; Bates, B.T.; Kurz, M.J.** Subtalar and knee joint interaction during running at various stride lengths. *J. Sports Med. Phys. Fitness.* 2003; 43: 319-326.
64. **Tillman, M.D.; Bauer, J.A.; Cauraugh, J.H.; Trimble, M.H.** Differences in lower extremity alignment between males and females. Potential predisposing factors for knee injuries. *J. Sports Med. Phys. Fitness.* 2005; 45: 355-359.
65. **Tsai, L.-C.; Yu, B.; Mercer, V.S.; Gross, T.M.** Comparison of different structural foot types for measure of standing postural control. *J. Orthop. Sports Phys. Ther.* 2006; 36: 942-953.
66. **Tulchin, K. ja Orendurff, M.S.** Multi-segment foot motion changes with speed. *Proceedings of 1st Foot and Ankle Biomechanics Community Congress, Bologna, Italy.* 2008: 98.
67. **Van Tiggelen, D.; Wickes, S.; Stevens, V.; Roosen, P.; Witvrouw, E.** Effective prevention of sports injuries: a model integrative efficacy, efficiency, compliance and risktaking behavior. *Br. J. Sports Med.* 2008; 42: 648-652.
68. **Vicenzino, B.; Franettovich, M.; McPoil, T.; Russel, T.; Skardoon, G.** Initial effects of anti-pronation tape on the medial longitudinal arch during walking and running. *Br. J. Sports Med.* 2005; 39:939-943.
69. **Wearing, S.C.; Smeathers, J.E.; Yates, B.; Sullivan, P.M.; Urry, S.R.; Dubois, P.** Sagittal movement of the medial longitudinal arch is unchanged in plantar fasciitis. *Med. Sci. Sports Exerc.* 2004; 36: 1761-1767.
70. **Whittle, M.W.** Generation and attenuation of transient impulsive forces beneath the foot: a review. *Gait Posture.* 1999; 10: 264-275.
71. **Williams, S.D. III; McClay Davis, I.; Hamill, J.** Arch structure and injury patterns in runners. *Clin. Biomech.* 2001; 16: 341-347.
72. **Williams, S.D. III; McClay Davis, I.; Scholz, J.P.; Hamill, J.** High-arched runners exhibit increased leg stiffness compared to low-arched runners. *Gait Posture.* 2004; 19: 263-269.

73. **Willems, T.M.; De Clercq, D.; Delbaere, K.; Vanderstraeten, G.; De Cock, A.; Witvrouw, E.** A prospective study of gait related risk for exercise-related lower leg pain. *Gait Posture*. 2006; 23: 91-98.
74. **Wolf, S.** Foot motion in children and adults. *Proceedings of 1st Foot and Ankle Biomechanics Community Congress*. Bologna, Italy, 2008: 83.
75. **Wolf, P.; Stacoff, A.; Stüssi, E.** Modeling of the passive mobility in human tarsal gears implications from the literature. *Foot*. 2004; 14: 23-34.
76. **Zifchock, A.R.; Davis, I.; Hamill, J.** Kinetic asymmetry in female runners with and without retrospective tibial stress fractures. *J. Biomech*. 2006; 39: 2792-2797.
77. **Zöch, C.; Fialka-Moser, V.; Quittan, M.** Rehabilitation of ligamentous ankle injuries: a review of recent studies. *Br. J. Sports Med*. 2003; 37: 291-295.

Rearfoot Kinematics in Distance Running Association with Overuse Injuries

Herje Aibast

SUMMARY

This study evaluates the rearfoot kinematics and the questionnaire results of incidences of overuse injuries symptoms. Fourteen distance runners (trainings per week 6.9 ± 1.3 h; running kilometers per week 90 ± 40.2 km) participated in this study. The subjects were screened by a questionnaire to determine their lower leg overuse injuries and divided into two groups. The subjects who scored 21 or more of 33 were defined as more-symptomatic (MSL, $n=7$) and those who scored 20 or less of 33 were defined as less-symptomatic (LSL, $n=7$). The tests were carrying out in the Movement Analysis Laboratory, Rizzoli Orthopedic Institute, (Bologna, Italy) and in the Biomechanical Laboratory at University of Bologna (Italy). The subjects ran barefoot at average speed $3.79 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$ on the 5.8m runway with four markers set on rearfoot and shank. There were used four 9 mm diameter spherical markers: (1) the most prominent posterior part of calcaneus; (2) 3 cm upward from the first; (3) 8 cm upward from the second; (4) 8 cm upward from the third.

The kinematics were determined using 6 and 8 cameras M2 stereophotogrammetric system Vicon 612 (Vicon Motion Capture, Oxford UK) for human movement analysis, 2 force plates (Kistler, Switzerland) at frequency of registration 100 Hz, at Rizzoli Institute and Vicon 360 with 6 television cameras, 200 Hz in the Biomechanical Laboratory at University of Bologna. A force platform was embedded in the middle of the runway, where they had to stance six times with the left and six times with the right leg. The angle between rearfoot and shank was found on the graph and subtract from 180° . The rearfoot kinematics as the angles between *calcaneus* and shank in both legs were measured: angle at impact; maximum angle; the pronation amplitude, time from impact to maximum angle; time from maximum angle to toe-off supination. The data was calculated using Vicon Workstation Ver. 4.1.

The pronation amplitude in the right foot was greater ($p < 0.05$) in LSL compared to MSL group (5.5° and 8.2° , respectively; $p = 0.02$). There was no significant difference in the pronation amplitude of the left foot between the groups. The other measured parameters did not differ significantly between the groups. The time parameters (the time from impact to maximum pronation and the duration of maximal pronation) did not showed any significant differences between two groups. In the MSL group, the injuries correlated negatively with the

length of the right ($r = -0.74$; $p < 0.05$) and left leg ($r = -0.73$; $p < 0.05$) and with the maximal rearfoot angle in the left foot ($r = -0.82$; $p < 0.05$).

The major findings of the present study were:

1. The pronation amplitude was significantly smaller in MSL group.
2. There were no significant differences in the rearfoot and shank angle at impact and maximal pronation between MSL and LSL groups.
3. There were no significant differences in times from impact to maximal pronation and the duration of maximal pronation between MSL and LSL groups.
4. The length of right and left leg and maximal pronation angle at stance phase were negatively correlated with the injuries in the MSL group.

Kuupäev „.....” 200...

Ees- ja perekonnanimi.....

KAEBUSED

1) Kas teil on esinenud valu või ebamugavustunnet korduvalt 7 päeva või kauem:

	<i>JAH</i>		<i>EI</i>
	<i>Parem</i>	<i>Vasak</i>	
Põlveliigeses			
Puusaliigese välisküljel			
Sääre väliskülje lihastes			

2) Kas teil on esinenud valu korduvalt 7 päeva või kauem:

	<i>JAH</i>		<i>EI</i>
	<i>Parem</i>	<i>Vasak</i>	
Põlve välisküljel			
Põlve siseküljel			
Pöias			
Suures varbas			
Varvastes			
Kandluul			

3) Kas teil on esinenud põletiku (valu, punetus, turse) korduvalt 7 päeva või kauem:

	<i>JAH</i>	<i>EI</i>

	<i>JAH</i>		<i>EI</i>
	<i>Parem</i>	<i>Vasak</i>	
Põlvekõõluses			
Põlvekõõluse kinnituskohas sääreluule			
Kannakõõluses			
Jalatalla aluses sidekoekirmes (Hommikuti jäik ja valulik jala maha panekul)			
Sääreluu ülaosas siseküljel			
Sääreluu sisepinnal sisemise pekse taga			

4) Kas teil on esinenud korduvalt 7 päeva või kauem:

	<i>JAH</i>		<i>EI</i>
	<i>Parem</i>	<i>Vasak</i>	
Säärekolmpealihase pingeseisundit (Lihas on jäik ja katsumisel valulik)			

5) Kas eelpool loetletud vaegustest on midagi esinenud viimase 3 kuu jooksul? Kui jah, siis loetleda

need:.....

