

TARTU ÜLIKOOL
Kehakultuuriteaduskond
Spordibioloogia ja füsioteraapia instituut

Piret Suur

**Keha tasakaalu, kõnni ja istest püstitõusu
biomehaanilised näitajad raseduse erinevatel trimestritel**

Magistritöö

liikumis-ja sporditeaduste erialal

(kinesioloogia ja biomehaanika)

Juhendajad: professor, knd (biol) Mati Pääsuke
lektor, knd (biol) Reet Linkberg

Tartu 2009

SISUKORD

MAGISTRITÖÖ PÕHJAL AVALDATUD PUBLIKATSIOON	3
TÖÖS KASUTATUD LÜHENDID	4
SISSEJUHATUS	5
1. KIRJANDUSE ÜLEVAADE	6
1.1. Rasedus ja sellega kaasnevad muutused naise skeleti-lihassüsteemis.....	6
1.2. Keha tasakaal ja selle muutused raseduse ajal	8
1.3. Kõnd ja selle muutused raseduse ajal	10
1.4. Kolmemõõtmeline kinemaatiline kõnnianalüüs.....	13
1.5. Istest püstitõusmine raseduse ajal.....	14
2. TÖÖ EESMÄRK JA ÜLESANDED	17
3. TÖÖ METOODIKA	18
3.1. Vaatlusalused	18
3.2. Meetodid	19
3.2.1. Keha staatilise tasakaalu testimine	19
3.2.2. Kõnni- ja istest püstitõusmise testimine	19
3.2.3. Tulemuste statistiline töötlus	25
4. TÖÖ TULEMUSED.....	26
4.1 Keha staatilise tasakaalu parameetrid.....	26
4.1. Kõnni kinemaatilised parameetrid.....	27
4.2. Istest püstitõusmise parameetrid	35
5. TÖÖ TULEMUSTE ARUTELU	38
6. JÄRELDUSED	43
KASUTATUD KIRJANDUS.....	44
SUMMARY.....	51

MAGISTRITÖÖ PÕHJAL AVALDATUD PUBLIKATSIOON

Suur P., Linkberg R., Pääsuke M., Ereline J. (2009). Kõnni ja tasakaalu biomehaanilised näitajad raseduse erinevatel trimestritel. Konverentsi „Teadus, sport ja meditsiin VIII“ kogumik. Tartu, TÜ Multimeediakeskus, lk.62-64.

TÖÖS KASUTATUD LÜHENDID

- 3-D – kolmemõõtmeline
- BTS – Bioengineering Technical System
- Z_{SA} – keha vertikaalsuunaline kõikumine avatud silmadega seismisel
- Z_{SS} – keha vertikaalsuunaline kõikumine suletud silmadega seismisel

SISSEJUHATUS

Kõnd on igapäevaelus lihtsalt sooritatav loomulik liigutustegevus, mis annab informatsiooni meie üldise füüsilise seisundi kohta. Olulised kõndimiseks vajalikud oskused on keha tasakaal ja püstise kehaasendi säilitamise võime ning võime alustada ja säilitada rütmilist astumist. Kõnni normaalses arenemises osalevad skeleti-lihassüsteem terviklike luude, hästi funktsioneerivate liigeste, piisava lihasjõu ning normaalse lihastoonusega. Väga tähtis normaalse kõndimise jaoks on ka sensoorse süsteemi intaktsus. Nägemine annab informatsiooni pea ja keha liikumisest ümbruse suhtes ning see on oluline automaatsete keha tasakaalureaktsioonide jaoks, mis tekivad vastusena maapinna muutustele. Tähtsat rolli etendab keha tasakaal, lihastunnetus ja ka kuulmismeel (Ayyappa, 1997; Wall, 2001).

Kõnd kujuneb välja lapseas ning allub eluea jooksul toimuvatele muutustele nii kehalises seisundis kui ka seoses vananemisega. Rasedus on naise elus periood, mille käigus toimub kehas suuri anatoomilisi ja füsioloogilisi muutusi. Suurenenud kehakaalust, keha raskuskeskme ümberpaiknemisest ja lihaste ülekoormusest tingituna on kasvanud koormus raseda tugi-liikumisaparaadile. See omakorda võib kaasa tuua häireid kehahoiakus seismisel, istumisel ja liikumisel, samuti kõnnil sammu sageduse, kiiruse ja rütmi häirumise. Kõik see mõjutab liigutuskordinatsiooni ja keha tasakaalu, koos sellega ka kutsetööd ja igapäevaste toimetustega hakkamasaamist.

Tugi-liikumisaparaadi ülekoormusest tingitud kaebused on raseduse ajal muutunud tavapäraseks nähtuseks. Valisime antud teema, kuna vaatamata sellele, et ligi 70% naistest kaebab rasedusaegset seljavalu, valu kiirgumist puusa, kubemesse ja sääرده, on probleemile vähe tähelepanu pööratud. Seetõttu osutub vajalikuks uurida raseda kõnni kineetilisi ja kinemaatilisi parameetreid (liikumise kõiki olulisi külgi), et saadud tulemuste põhjal korrigeerida rasedatele suunatud harjutuskomplekse, läbi mille saab aktiveerida skeleti-lihassüsteemi kontrolli ja stabiliseerida tugi-liikumisaparaati. Töö tulemused võivad pakkuda huvi rasedatega tegelevatele tervishoiutöötajatele.

1. KIRJANDUSE ÜLEVAADE

1.1. Rasedus ja sellega kaasnevad muutused naise skeleti- lihassüsteemis

Rasedus koos sünnitusega on naise üks eluperioode. Normaalse raseduse kestus on 280 päeva ehk 40 nädalat. Sünnitus on ajaline, kui rasedus on kestnud vähemalt 37 nädalat. Enneaegse sünnituse korral sünnib laps enne 37. nädalat. Rasedust peetakse vastavalt ülekantuks, kui selle kestus ületab 42 nädalat (Erkkola, 1995).

Tavaliselt mõjub rasedus naise tervisele soodsalt, lisades samas organismile suure koormuse. Et loode saaks normaalselt areneda, kasvada ja toituda, toimub naise organismis üheksa kalendrikuu vältel terve rida füsioloogilisi ja anatoomilisi kohastumisi nii südame-veresoonkonnas, hingamis- ja hormonaalsüsteemis, seede- ja erituselundkonnas kui ka ainevahetuses (Heckman, Sassard, 1994; Foti *et al.*, 2000). Enim on muutustest haaratud skeleti-lihassüsteem. Üheks kõige suuremaks muutuseks raseduse ajal on kehamassi suurenemine, mis Foti *et al.* (2000) uuringu põhjal võib kasvada keskmiselt 11 kilogrammi võrra. Koos kehamassi suurenemisega muutuvad ka kehamassi jaotumine, liigeste elastsus ja lihastele ning kõõlustele mõjuvad jõud (Paisley *et al.*, 1988), mis omakorda mõjutavad kõnni kineetilisi parameetreid ja keha tasakaalu (Whitcome *et al.*, 2007). Seoses kehamassi muutusega muutub ka keha raskuskeskme asukoht, mis kaalu suurenedes nihkub ette ja allapoole (Foti *et al.*, 2000) ning tekitab suure koormuse seljale nimme-ristluu piirkonnas (Olds *et al.*, 1988; Beaty *et al.*, 1999). On täheldatud, et raseduse käigus loote suurenemise ja keha raskuskeskme muutusega süveneb nimmelordoos (Shrock, 1984) ja pea positioneerub tahapoole (Franklin, Conner-Kerr, 1998). Vastupidiselt Franklin ja Conner-Kerr (1998) uuringule leidis Shrock (1984), et keha tasakaalustamiseks langetatakse pea rinnale ja tuuakse õlad ette, millest tekib rindkere küfoos. See omakorda muudab raskemaks hingamise. Alaselja lihased on suurenenud koormuse all lühenenud, samal ajal kui kõhulihased on välja venitatud (Fast *et al.*, 1990; Gilleard *et al.*, 1996). See raskendab normaalse kehaasendi säilitamist, mille tulemusel tekib nimmevalu ja seljalihaste kiirenenud väsimine (Shrock, 1984). Samuti tekib vale kehahoiaku tasakaalustamiseks põlvede ülesirutus ja raskuse kandumine jala sisekülgedele, mille tulemusena tekib rasedatele iseloomulik taaruv kõnnak, pinged jalgades ja jalgade väsimine (Shrock, 1984). Pinged rühti hoidvates lihastes ja vale kehaasend raseduse ajal võivad olla peavalu, kaela ja õlgade pinged ning seljavalude põhjuseks. Seetõttu on seljavalu tavaline rasedusaegne

kaebus. Uuringud (Carr, 2003) näitavad, et 50-90% rasedatest on kogenud seljavalusid. Kõige rohkem kaevatakse valu teisel ja kolmandal trimestril. Lisaks alaseljavalule on uuringutega tuvastatud valu ka ülaseljas, puusas, põlves (Butler *et al.*, 2006). Kõige sagedamini esinev seljavalu (71%) on istmiku piirkonnas, kusjuures valu kiirgab ka jalgadesse (Sturesson *et al.*, 1997). Ostgaard *et al.* (1996) leidsid oma uuringus, et ühel kolmest uuritud rasedast esines puusavalu ja ühel üheksast esines seljavalusid. Puusavalu esines rohkem raseduse ajal ja seljavalu esines tavaliselt kõige rohkem peale sünnitust.

Rasedatel on mitterasedatega võrreldes skeletilihased kõrgenenud toonuses ja väiksema elastsusega ja see avaldub eelkõige kolmandal trimestril. Kõige kõrgemaid väärtusi on esinenud seljalihaste toonuses kolmandal trimestril (Tiit, 2001). Lihaspinge võib olla veelgi suurem, kui on tegemist nõrkade treenimata lihastega. Lihased on rohkem pinges ka selgroo patoloogiliste kõveruste puhul, eriti põhjustab kõrgenenud lihastoonust S-kujuline selgroog (Leega, 1993). Järelkult seljalihaste toonuse tõus võib olla põhjustatud rühivigadest. Kui naine on kehaliselt aktiivne ja lihastoonus jaotub vastavalt vajadusele, ei pruugi rühi muutused nii suured olla. Õige rühi säilitamiseks tuleks treenida kõhu-, selja-, tuhara- ja jalalihaseid. Normaalse lihastoonuse aitab säilitada korrektset rühti, kõrvaldab seljavalu ja kindlustab loote normaalse arengu ning raseda organismi täisväärtusliku funktsioneerimise (Tiit, 2001).

Raseduse ajal suureneb liigeste elastsust mõjutava hormooni relaksiini taseme hulk kümnekordselt (Foti *et al.*, 2000). Selleks, et laps saaks sündida läbi sünnitusteede suureneb emakakaela- ja vaagnalihaste ning sidemete elastsus ja vaagna (Deans, 2003) ning perifeersete liigeste liikuvus (Calguneri *et al.*, 1982; Block *et al.*, 1985). Relaksiini toimel algab liigeste sidemete lõtvumine juba esimesel trimestril, mil kollaskeha poolt eritav relaksiin saavutab kõrgeima taseme (Schauberger *et al.*, 1996). See võib tekitada valulikkust puusades, nimme-ristluu piirkonnas ja häbemeliiduses. Ema organism valmistub sel moel sünnituseks: vaagnaring ei ole raseduse lõpuks enam jäik, vaid kohandub loote suuruse järgi. Häbemeliiduse ebastabiilsus võib osutada niivõrd valulikuks, et püstiasend ja käimine muutuvad raseduse viimastel nädalatel võimatuks (Foti *et al.*, 2000).

Kirjandusest on selgunud, et kui raseduse ajal jääda kehaliselt aktiivseks on nii objektiivne kui ka subjektiivne rasedustulemus parem (Clapp, 1990; Fishbein *et al.*, 1990; Hutch *et al.*, 1990; Mersy, 1991). Sellest järeldub, et väheldane kehaline treenitus on riskifaktoriks paljudele skeleti-lihassüsteemi probleemidele, mis on seotud rasedusega.

1.2. Keha tasakaal ja selle muutused raseduse ajal

Inimese puhul mõistetakse tasakaalu all võimet säilitada keha stabiilsust mitmesugustes asendites ja liikumistes. Keha on püsivas tasakaalus siis, kui tema väiksel kõrvalekaldumisel tasakaaluasendist on kehale mõjuvate välisjõudude resultant nullist erinev ja suunatud tasakaaluasendi poole (Pääsuke, Erelaine, 2001). Keha tasakaal on kompleksne funktsioon, hõlmates arvukaid närvi- ja lihassüsteemi talitlusega seotud protsesse. Visuaalse, vestibulaarse ja somatosensoorse analüsaatori kaudu saadava info töötlusel on määrav osakaal keha tasakaalu kontrollis. Efektiivne keha tasakaalu kontroll baseerub lisaks sensorikale ka lihaskonna koordineeritud tööle (Hinman *et al.*, 2002). Traditsiooniliselt jagatakse keha tasakaal kaheks: staatiliseks ja dünaamiliseks tasakaaluks (Overstall, 2004). Kehaasendi säilitamise võimet istudes ja seistes nimetatakse staatiliseks tasakaaluks. Võimet liigutuste, nagu asja järele sirutamise või kõndimise ajal asendikontrolli säilitada nimetatakse dünaamiliseks tasakaaluks. Nii staatilist kui ka dünaamilist asendikontrolli peetakse oluliseks ja vajalikuks motoorseks võimeks (Westcott *et al.*, 2001).

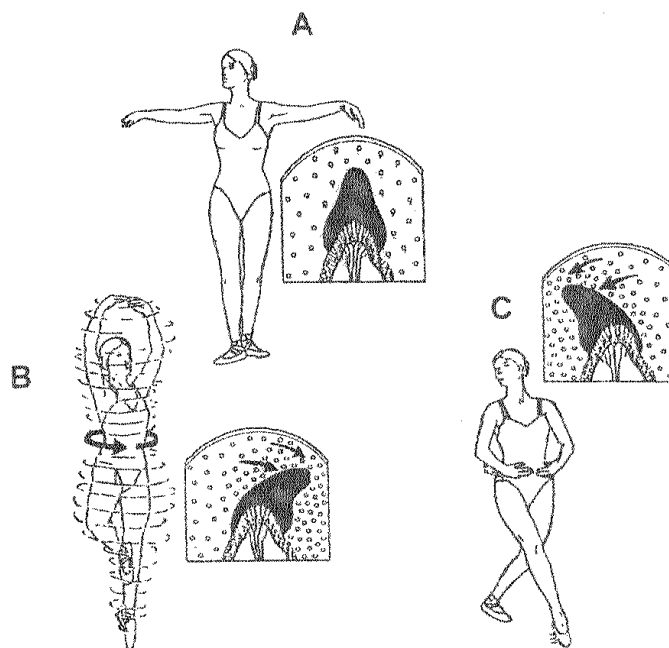
Keha tasakaalu teostavad süsteemid on (Bronstein *et al.*, 2004):

- sensoorne (visuaalne, vestibulaarne, somatosensoorne),
- motoorne (liigutused ja nende koordineerimine),
- tunnetuslik (sensoorne adaptatsioon, tähelepanu),
- skeleti-lihassüsteem (lihaskõhuvõime ja liigeste liikuvus).

Somatosensoorne, vestibulaarne ja nägemissüsteem on kolm peamist tasakaalu kontrollis olevat sensorset süsteemi. Somatosensoorne süsteem annab infot keha asendist tugipinna suhtes ning keha segmentide asendist üksteise suhtes. Nägemissüsteem informeerib keha asendist ja liikumisest ruumis. Vestibulaarsüsteem informeerib pea lineaarsest ja nurkkiirendusest ja asendist raskusjõu väljas ja juhib automaatseid posturaalreaktsioone lähtuvalt pea asendi muutustest raskusjõu väljas. Selle süsteemi peamiseks ülesandeks on lahendada konfliktseid situatsioone lähtuvalt somatosensoorse ja nägemissüsteemi vastandlikest ja moonutatud andmetest. Vestibulaarsüsteem omab keha tasakaalu kontrollis kõrgemat sensoorse infotöötlemise rolli. Kõigi kolme süsteemi koostöö tagab keha staatilise ja dünaamilise tasakaalu (Tang, Woollacott, 2004).

Vestibulaarsüsteemi retseptorid asuvad sisekõrvas. Kõrv koosneb kolmest osast: väliskõrv, sisekõrv ja keskkõrv. Väliskõrv ja keskkõrv osalevad ainult kuulmises. Sisekõrv

on seotud nii kuulmise (auditoorne süsteem) kui ka tasakaaluga (vestibulaarne süsteem). Sisekõrvas asuvad vestibulaarsüsteemi retseptorid: poolringkanalid ja esik. Kõrv sisaldab kolme poolringkanalit, mis on täidetud vedelikuga ja asetuvad üksteise suhtes täisnurga all. Kanalid on tunnelikujulised, iga kanali üks ots suundub kotta ja teine ots avaneb esikusse. Esiku ja poolringkanalite ühenduskohtades on želatiini-laadne mass, mis sisaldab retseptoorseid karvarakke. Kui endolümf poolringkanalites pea pööramisel või ringjate liigutuste sooritamisel liigub (joonis 1.), ärritatakse karvarakke. Suurim karvarakkude ärritus esineb liigutuse alguses ja lõpus, või siis, kui muutub pea liikumise kiiruses, näiteks ümberpöördumisel (Cheatum, Hammond, 2000).



Joonis 1. Poolringkanalite funktsioon tasakaalu säilitamisel pöörlemisel (Kahle *et al.*, 1993). A- paigalolekus endolümfis paiknev kuppel ei liigu. B- pöörlemisel algul jääb endolümfi liikumine poolringkanalite luulise osa liikumisest inertsitõttu maha, mille tagajärjel kuppel liigub pöörlemisele vastassuunas. C – peatumisel jätkub inertsitõttu endolümfi ja kupli liikumine pöörlemise suunas.

Raseduse ajal suureneb kehamass 8-16 kg võrra (Erkkola, 1998). Lülisamba nimmelordoos süveneb ja pea positioneerub kõhu kasvades tahapoole (Franklin, Conner-Kerr, 1998) ning keha raskuskese nihkub alla- ja ettepoole (Erkkola, 1998). Noble (1982) uuringud aga kinnitavad, et keha raskuskese liigub küll ettepoole, aga selle

tasakaalustamiseks tekib posterioorne vaagnakalle, millega kaasneb alaselja lamnemine. Raskuskeskme asukoha muutusest on tingitud lülisamba loomulike kõverduste muutumine. Mida rohkem suurenevad lülisamba kõverused, seda suuremat tööd teevad lihased keha tasakaalus hoidmiseks ja naine peab muutma kehaasendit, et säilitada keha tasakaalu (Shrock, 1984).

Rasedad naised kurdavad, et nende keha tasakaal raseduse ajal on muutunud ebakindlamaks. Jang *et al.* (2008) leidsid, et keha tasakaalu langus on tugevalt seotud keha suurenenud anterioor-posterioorsuunalise kõikumisega, mis ilmneb enam kolmandal trimestril (Ribas, Guirro, 2007). Keha stabiilsus külgsuunas on säilinud tänu suurenenud tugipinnale (Jang *et al.*, 2008). Keha staatiline tasakaal jääb suhteliselt stabiilseks esimesel trimestril. Teisel ja kolmandal trimestril aga uuritud näitajad avatud ja suletud silmadega seismisel suurenevad, mistõttu keha tasakaal on tunduvalt halvenenud (Butler *et al.*, 2006). Lebedeva (2004) uuringus täheldati, et seismisel dünamograafilisel platvormil, olid kõik keha kõikumist iseloomustavad X-, Y- ja Z-telje suunalised näitajad suuremad just suletud silmadega seismisel. Keha kõikumisel ette-taha suunas oli ka oluline erinevus nivool $p < 0,05$. Tulemustest selgus, et parema jala toereaktsiooni näitajad olid oluliselt suuremad kui vasaku jala vastavad näitajad. Tööst järeldus, et seismisel langeb suurem keharaskus just paremale jalale ja see on seoses rühi halvenemise ja raseda üldise motoorse võimekuse langusega.

1.3. Kõnd ja selle muutused raseduse ajal

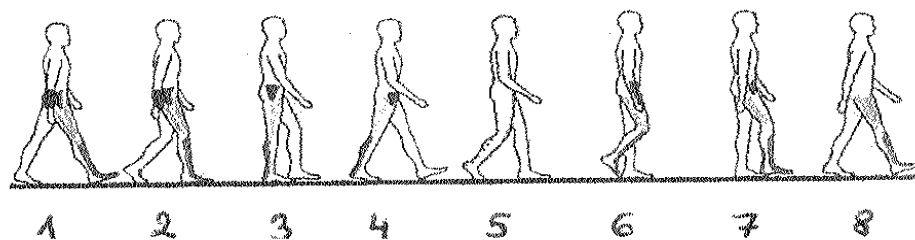
Normaalse kõnni jaoks on vajalik skeleti-lihas- ja närvisüsteemi adekvaatne talitlus. Närvisüsteem vastutab nii motoorse väljundi kui sensoorse sisendi eest (Radut, 2008).

Kõndi defineeritakse kui edasiliikumist kahel jalal, mille puhul alajäsemete korduvad liigutused sisaldavad kaksik-toefaasi, kui mõlemad labajalad on kontaktis tugipinnaga ja sellele järgneb üksik-toefaas, so. periood, kus ainult üks jalg on tugipinnal ja samal ajal on teine jalg hoofaasis – jalg liigub tugipinna kohal. Siiski erinevalt jooksmisest, ei esine kõndimisel lennufaasi, so. hetke, mil mõlemad jalad oleksid üheaegselt õhus (Wall, 2001).

Kõnnitsükli suuremad alajaotused on tugi- ja hoofaas. Tugifaasi jooksul on jalalaba maapinnaga kontaktis. Hooperiood algab, kui jalg tõstetakse tugipinnalt lahti ning kestab kuni kand puudutab uuesti tugipinda (Ayyappa, 1997). Tervel noorel inimesel moodustab tugifaas vabalt valitud kiirusega kõnnil sammutsükli kestusest ligikaudu 60% (seejuures

kaksik-toefaas moodustab 20%, üksik-toefaas 40%), hoofaas aga umbes 40% (Sutherland *et al.*, 1988; Wall, 2001; Kirtley, 2006). Iga kord kui jalg liigub ette maha, tehakse üks samm. Sammu pikkus on vahemaa tagumise jala kannast eesmise jala kannani (Wall, 2001; Kirtley, 2006). Kui vasak ja parem jalg on liikunud ühe korra ette, siis on inimene sooritanud ühe sammutsükli (Ayyappa, 1997; Kirtley, 2006). Mõlemad jalad läbivad ühe sammutsükli jooksul 4 faasi. Need on eesmine tugi e. pidurdusfaas, tagumine tugi e. tõekefaas, tagumine samm e. hoo tagafaas ja eesmine samm e. hoo esifaas. Vahemomendiks on neil vertikaalimoment (Ayyappa, 1997).

Kokku tekib kaheksa (Ayyappa, 1997; Humphrey, 2002) erinevat kõnni etappi (joonis 2): kannalöök (1), amortisatsioonifaas (2), vertikaalimoment (3), äratõekefaas (4), eelhoofaas (5), hooperioodi algfaas (6), hooperioodi keskfaas (7) ja hooperioodi lõppfaas (8).



Joonis 2. Kõnni etapid (Humphrey, 2002).

Kõndimise ajal toimub rindkere rotatsioon päri- ja vastupäeva ning vastassuunaliselt vaagna rotatsioonile. Mõnedel inimestel on ulatuslikum rindkere, teistel vaagna rotatsioon. Igal sammul vajub vaagen keharaskust mittekandval ehk hooperioodis oleval jalal mõne kraadi võrra allapoole. Hooperioodil kontraheeruvad puusaliigese abduktorid keharaskust kandval poolel selleks, et takistada vaagna liigset vajumist ilma toeta poolel (Radut, 2008).

Liikumapanevaks jõuks kõndimisel on lihaste töö (Frankel, Nordin, 1980). Puusa sirutajaks on *m. gluteus maximus* (Clarkson, 2000; Wall, 2001), puusa painutajaks *m. iliopsoas* (Wall, 2001). Puusaliigese abduktsiooni teostavad *m. gluteus minimus*, *m. gluteus medius* ja *m. tensor fasciae latae*. Juhul, kui on vaja kasutada suuremat jõudu, toimivad sünergistina ka *m. gluteus maximus*'e ülemised kiud (Clarkson, 2000). Põlvepainutajateks on *m. semimembranosus*, *m. semitendinosus* ja *m. biceps femoris* (Wall, 2001).

Plantaarfleksoriteks on *m. soleus* ja *m. gastrocnemius* (Wall, 2001). Lihaspingutuse tagajärjel toimub luukangide liikumine, mis tähendab äratõuget ja inimene liigub edasi. Tõugata on võimalik siis, kui tugipind avaldab tōukele vastupanu ja jala ning tugipinna vahel on küllaldane hōõrdumine. Inimkeha sisemised jõud, sealhulgas lihasjōud, ei ole võimelised ise keha ruumis ümber paigutama. Selleks on vaja rakendada ka väliseid jõude (raskusjōud, keskkonnatakistus ja toereaktsioon) (Frankel, Nordin, 1980).

Paljud autorid (Berg 1988, Foti *et al.* 2000) on püstitanud hüpoteesi, et rasedusaegsed anatoomilised muutused võivad viia olulisele kõnni häirumisele. Samas on teada, et kõnni parameetrid raseduse ajal varieeruvad indiviiditi laias ulatuses, mis näitab, et iga naise adapteerumine nendele muutustele on väga individuaalne (Wu *et al.* 2001). Kōrvalekalle kõnnis võib põhjustada rasedusaegse skeleti-lihassüsteemi ülekoormuse, mis väljendub alaselja-, puusa- ja/vōi säärelihaste valuna.

Nimetatud valude etioloogiat ja patofüsioloogiat on vähe uuritud ja seetōttu ei ole tōhus ka pakutud ravi. Samas on teada, et igasugune valuaisting, eriti rasedusperioodil, halvendab elukvaliteeti ja tekitab psüühilist pinget. Seetōttu on igati seletatav uurijate huvi nimetatud probleemi vastu ja seda eriti viimastel aastakümnetel.

Rasedusaegne alaselja/puusavalu mõjutab liikumist, kui ühte tähtsaimat igapäevast kehalise aktiivsuse vormi. Valu toob kaasa kõnniraskused, mis väljenduvad kõnni kiiruse languses (Nagy, King, 1983; Wu *et al.*, 2008), läbitud vahemaa (Fast *et al.* 1987, Hansen *et al.* 1999) ja ka sammu pikkuse lūhenemises (Sturesson *et al.* 1997). Kōnnitest tredmillil näitas, et puusa ja rindkere rotatsiooni amplituud ei muutu raseduse ajal, ehkki rasedatel oli rotatsiooni amplituud suurem tervete naistega võrreldes (Wu *et al.* 2002). Naistele, kellel esines puusavalu, oli iseloomulik lūhenenud sammudega kõndimine (vōimetus suurendada sammu pikkust). Kōige lihtsam seletus sellel on, et sakraal-liigese liikuvusulatuse muutuste tōttu häiris lokaalne valutundlikkus lihas-funktsiooni (Sturesson *et al.*, 1997). Samas näitasid Lamoth *et al.* (2002) tulemused, et vaagna kaldenurk ja lumbaalflektsioon on suuremad ja Wu *et al.* (2008) leidsid, et kõndimise kiirus on langenud, puusa ja rindkere rotatsioon on väiksem kiirel kõnnil ja rotatsiooni amplituudid on suuremad puusavaluga rasedatel. Rasedusaegsed füsioloogilised muutused võivad olla põhjuseks ka vale jala asetuse kasutamisel, mis omakorda põhjustavad alajäsemete madalamate liigeste valu. Nyska *et al.* (1997) leidsid, et rasedatel naistel on omapärane kõnnimuster. Suurem koormus on jala lateraalsel küljel ja kandadel. Lisaks sellele on leitud, et raseduse ajal suureneb sammu laius, mis peaks suurendama keha stabiilsust (Bird *et al.*, 1999; Jang *et al.*, 2008). Heckman ja Sassard (1994) kirjeldasidki rasedate kõndi kui pardikōnnakut

(taaruv kõnd), mis sisaldab endas laia toetust, jala supinatsiooni ja suurt vaagna kallet liikumisel. Samas Foti *et al.* (2000) tuvastasid kolmemõõtmelises kõnnianalüüsis, et kõnni kinemaatika raseduse ajal jääb muutumatuks. Nimetatud autrid ei täheldanud taaruva kõnnaku tekkimist seoses raseduse arenguga. Küll aga ilmnis kõnnil maksimaalse anterioorse vaagnakaldenurga suurenemine keskmiselt 4 kraadi, kusjuures täheldati suurt individuaalset varieeruvust (vähenemine -10 kraadist kuni suurenemine +13 kraadini). Märkimisväärset kõnni kineetiliste parameetrite suurenemist registreeriti ka hüppe- ja puusaliigeses. Foti *et al.* (2000) väite kohaselt kõnni kineetiliste parameetrite suurenemine raseduse ajal hoiab ära kõnni kui liikumise muutumise, suurenenud kehamassi, selle kehas erineva jaotuvuse ja laiusmõõtude suurenemise tingimustes. Sellisest biomehaanilisest kohastumisest võib teha järelduse, et rasedusaegsel kõnnil suureneb koormus puusa abduktor- ja ekstensorlihastele ja hüppeliigese plantaar-fleksoritele. Peale sünnitust aga taanduvad raseduse ajal toimunud posturaalsed ja anatoomilised muutused (Bird *et al.*, 1999).

1.4. Kolmemõõtmeline kinemaatiline kõnnianalüüs

Kõnnianalüüsi võib defineerida kui inimese liikumise hindamist objektiivse dokumenteerimise alusel kõnnimustri hindamiseks. Kõnnianalüüsi eesmärgid on (Gage *et al.* 1989):

- määrata vaatlusaluse kõnnimuster (kõnni iseärasused),
- saada informatsiooni otsustamiseks kõnnimustri korrigeerimise üle, aidates erialaspetsialistidel eristada (diferentseerida) primaarseid ja sekundaarseid kõnnihäireid,
- saada informatsiooni ravi tulemuslikkuse hindamiseks.

Kinemaatiline analüüs on ainus võimalus saamiseks objektiivset informatsiooni liigeste kolmemõõtmelisest (3-D) liikumisest kõnni ajal. See võimaldab hinnata liigeste liikumist erinevates tasapindades. Markerite süsteem, mis muudab inimese keha liikuvate segmentide süsteemiks, on hetkel parim kasutusel olev tehnika saamiseks andmeid kogu keha liikumise kohta kõnni ajal. Samas arvuti abil tehtud kõnnianalüüs ei asenda aga traditsioonilisemaid mõõtmisvahendeid, nagu näiteks liigeste liikuvuse passiivne hindamine ja lihasjõu mõõtmine ning radiograafia diagnooside ja järelduste tegemiseks.

Need erinevad võimalused peaksid leidma kasutamist koos, et järelduste tegemine oleks objektiivsem ja täpsem (Fitzgerald *et al.*, 2002).

Kõnni ajalised ja ruumilised parameetrid määratakse tavaliselt 3-D kinemaatilise analüüsi alusel. Nii saab hinnata kolmes tasapinnas liikumist puusa-, põlve- ja hüppeliigeses ja ka keha segmentide (vaagna, kere, reie, sääre ja jalalaba) liikumist kõnnil (Kirtley, 2006). 3-D kõnnianalüüsi puhul iseloomustavad liikumistasapinnad kehasiseseid tasapindu (anatomilisi tasapindu) mitte tasapindu vaatleja seisukohalt (patsiendi vaatlusest või küljelt). Kolm tasapinda, mille alusel vaatlusalust jälgitakse on (Fitzgerald, 2002):

- frontaaltasapind (vertikaalne tasapind), mis jagab keha eesmiseks ja tagumiseks osaks,
- sagitaaltasapind (vertikaalne tasapind), mis jagab keha paremaks ja vasakuks pooleks,
- transversaaltasapind (horisontaalne tasapind), mis jagab keha alumiseks ja ülemiseks pooleks.

Väga oluline on teada tüüpilist (normaalset) kõnnimustrit, et hinnata muutusi seoses erinevate diagnooside või seisunditega. Normaalse kõnni ajal toimub enamasti liikumisi sagitaaltasapinnas ja suurenenud frontaal- ja transversaaltasapinnas. Suurenenud liikumine frontaal- ja transversaaltasapinnas võib olla kompensatsioon limiteeritud või anormaalsetele liikumisele sagitaaltasapinnas (Õunpuu *et al.*, 1991). Kui hinnatakse kõnni ajalisi ja ruumilisi karakteristikuid, tuleb arvestada mõnikord inimese pikkuse, mitte niivõrd vanusega. Noorte puhul, kelle pikkus ei ole kooskõlas nende vanusega, võib tulemuste analüüsimisel tekkida ülehindamine. Vanematel inimestel aga kõnni ajalised ja ruumilised karakteristikud vähenevad vanuse kasvades. Sellepärast tuleb nende puhul kõnni ajaliste ja ruumiliste parameetrite hindamisel arvestada vanusega (Winter, 1991).

1.5. Istest püstitõusmine raseduse ajal

Istest püstitõusmine on tähtis funktsionaalne tegevus (Kralj *et al.*, 1990; Doorenbosh *et al.*, 1994), mille sooritus võib vaatlusalustele raskeks osutada (Butler *et al.*, 1991). Istest püstitõusmise testi kasutatakse tavaliselt kliinilistes uuringutes ja praktikas, et mõõta funktsionaalset liikumist. Testi käigus mõõdetakse aega, mis kulub istest püsti tõusmiseks (üks, kolm või kümme korda) või siis loetakse, mitu korda sooritatakse antud liigutust teatud ajal jooksul (näiteks 10 või 30 sekundi jooksul) (Csuka, McCarty, 1985; Bohannon, 1995). Kinemaatiline analüüs on ainus võimalus saamaks objektiivset

informatsiooni liigete kolmemõõtmelisest (3-D) liikumisest istest püstitõusmise ajal. See võimaldab markerite abil hinnata liigete liikumist, mis muudab inimese keha liikuvate segmentide süsteemiks. Lisaks kasutatakse ka jõuplatvorme, mis mõõdavad tugipinnale avalduvaid survejõude.

Istest püstitõusmine nõuab rohkem lihasjõudu ja liigestes ilmnev maksimaalne jõumoment on suurem, kui teistel liikumistel nagu trepist kõnnil või tavalisel kõnnil (Rodosky *et al.*, 1989) ja survejõud puusaliigeses on kõrgemad kui kõndimisel, sörkjooksul või hüppamisel (Hodge *et al.*, 1989).

Rasedate puhul on istest püstitõusmise võime tähtis selleks, et säilitada normaalne, funktsionaalne ja iseseisev elu (Schenkman *et al.*, 1996). Rasedusaegsed füsioloogilised muutused võivad põhjustada jala vale mahaasetust ja suurenenud koormust jala välimisele servale ja kandadele võib põhjustada alajäsemete madalamate liigete valusid (Nyska *et al.*, 1997).

Uuringud, kus on registreeritud rasedate naiste liikumist kolmandal trimestril näitasid, et kõige raskemateks ülesanneteks osutus istest püstitõusmine, asjade maast võtmine, laua taga töötamine, autoga sõitmine, trepist ülesminek ja autosse sisenemine ja väljumine (Nicholls *et al.*, 1992). Põhilisteks piiravateks teguriteks on seljavalu, väsimus ja keha ebastabiilsus. Püstitõusmisel tuleb kehatüve ette kallutada ja sirutada selga, puusi ja põlvi (Rodosky *et al.*, 1989). Sellist liikumist ja ettekallutamist on rasedatel kõige raskem sooritada. Toolilt tõusmise kohta on tehtud palju uuringuid, mida on mõjutanud kas tooli kõrgus (Rodosky *et al.*, 1989; Su *et al.*, 1998), käsitugede olemasolu või nende puudumine (Seedhom *et al.*, 1976; Ellis *et al.*, 1984), tõusmise kiirus (Pai *et al.*, 1991) või vanusega seotud tegurid (Ikeda *et al.*, 1991). Enamik selliseid uuringuid on tehtud vanemate inimestega, kellel on olnud põlve atroplaasia või osteoartiit.

Lou *et al.* (2001) ja Chou *et al.*, (2003) uurides rasedate istest püstitõusmist erinevatel trimestritel, leidsid, et tooli kõrgus mõjutab oluliselt põlve- ja puusaliigest ja vähem hüppeliigest. Võrreldes esimest ja kolmandat trimestrit, vähenes istest püstitõusmisel oluliselt maksimaalne jõumoment puusaliigeses ja suurenes maksimaalne jõumoment põlveliigeses. Mida kõrgem on tool, seda väiksem on maksimaalne fleksioon puusa-, põlve- ja hüppeliigeses ja kui rase naine kasutab tõusmiseks käsitugesid, väheneb oluliselt maksimaalne jõumoment põlveliigestes (Chou *et al.*, 2003).

Võrreldes teiste uuritavatega on rasedatel suurenenud kõhu tõttu raske kehatüve ette kallutamine ja eriti just raseduse viimasel trimestril. Kõhu suurenemine mõjutab igapäeva tegevusi ja põhjustab alaseljavalusid. Seetõttu on oluline optimeerida liigete

biomehaanilist koostööd raseduse erinevatel perioodidel. Rasedad peaksid kasutama kõrgemaid toole ja käsitugesid (Chou *et al.*, 2003), et vähendada koormust liigestele ja ära hoida liigeste kahjustusi (Lou *et al.*, 2001).

Kirjanduse ülevaatest selgus, et enamus uuringuid raseduse puhul on keskendunud keha staatilisele tasakaalule ja tulemused on olnud ebamäärased (Dumas *et al.*, 1995; Gilleard *et al.*, 2002). Seega on võimalik, et rasedusaegsed biomehaanilised muutused on seotud rohkem dünaamilise liikumisega kui staatilise tasakaaluga. Gilleard *et al.* (2008) leidis oma uuringus muutusi rinna- ja kaelasegmentide nihetes ja kiiruse parameetrites, mis on põhjustatud raseduse ajal muutunud liikumisstrateegiate kasutamisest kõigis keha segmentides. Mõningad uuringud on ka rasedusaegsest keha liikumisest kõnnil (Foti *et al.*, 2000; Wu *et al.*, 2002). Antud magistritöö keskendub rasedusaegsetele biomehaanilistele muutustele kõnnil ja istest püstitõusmisel. Keha tasakaal raseduse ajal, tingituna keha kuju muutustest, võib häiruda ja seetõttu uuriti kõndi, keha staatilist tasakaalu ja istest püstitõusmist, mis kõik võimaldavad hinnata keha tasakaalu komponente.

2. TÖÖ EESMÄRK JA ÜLESANDED

Käesoleva uurimistö eesmärgiks oli selgitada välja keha staatilise tasakaalu, kõnni ja istest püstitõusmise biomehaaniliste näitajate muutused raseduse erinevatel trimestritel.

Töös püstitati järgmised ülesanded:

1. Hinnata keha staatilist tasakaalu avatud ja suletud silmadega seismisel.
2. Hinnata kõnni ajalisi ja ruumilisi karakteristikuid ning liigeste kinemaatikat kõnnil.
3. Hinnata istest püstitõusmise kinemaatilisi näitajaid.

3. TÖÖ METOODIKA

3.1. Vaatlusalused

Uuringusse kaasati vabatahtlikkuse alusel 12 Tartu linnas elavat ja SA TÜK naistekliiniku naistenõuandlas arvelolevat rasedat naist (esmasünnitajad), vanuses 21-28 a., sõltumata rahvusest. Vaatlusalused olid praktiliselt terved, normaalselt kulgeva rasedusega naised, kellel ei olnud diagnoositud südame-veresoonkonna ja hingamiselundkonna puudulikkust, tugi-liikumisaparaadi deformatsioone, sümfüsiolüüsi ega mitmikrasedust. Ankeetküsitlusest selgus, et rasedad oli keskmiselt aktiivse eluviisiga, mis tähendab, et nad tegelesid igapäevatoimetustega aktiivselt, aga ei tegelenud raseduse käigus kehalise treeninguga. Raseduse kestus esimesel mõõtmisel oli vaatlusalustel keskmiselt $15,1 \pm 1,2$ rasedusnädalat (I trimester), teisel mõõtmisel $24,2 \pm 1,2$ (II trimester) ja kolmandal mõõtmisel $35,3 \pm 0,5$ nädalat (III trimester). Vaatlusaluste vanus ja antropomeetrilised näitajad on toodud tabelis 1. Uuring oli kooskõlastatud Tartu Ülikooli Inimuuringute Eetika Komiteega.

Tabel 1. Vaatlusaluste antropomeetrilised näitajad ($\bar{X} \pm SD$).

Vaatlusalused	n	Vanus (a)	Pikkus (cm)	Kehamass (kg)		
				I trimester	II trimester	III trimester
Rasedad	12	$24,0 \pm 2,5$	$166,5 \pm 4,7$	$59,7 \pm 4,5$	$64,9 \pm 5,4$ ***	$71,8 \pm 6,6$ *** ###

*** $p < 0,001$ võrreldes I trimestriga.

$p < 0,001$ võrreldes II trimestriga.

Uuring viidi läbi september 2004. a. kuni september 2005. a. TÜ spordibioloogia ja füsioteraapia instituudi kinesioloogia ja biomehaanika laboratooriumis. Vaatlusaluseid testiti 13.-16., 22.-26. ja 34.-36. rasedusnädalal. Uuring ei kutsunud vaatlusalustel esile valuaistingut ja oli ohutu nii rasedale kui ka lootele.

Uuringu käigus registreeriti tasakaalu, kõnni ja istest püstitõusmise biomehaanilised näitajad.

3.2. Meetodid

3.2.1. Keha staatilise tasakaalu testimine

Keha staatilise tasakaalu parameetrite registreerimisel seisis vaatlusalune 30 s jooksul, jalad õlgade laiuselt, parem jalg ühel ning vasak jalg teisel kõrvuti asetseval dünamograafilisel platvormil PD-3 (VISTI, Venemaa) (ühe platvormi mõõtmed 75x75 cm), käed võimalikult liikumatult ja sirgelt all. Algul registreeriti dünamograafilised parameetrid avatud silmadega seismisel. Vaatlusaluse pilk oli suunatud tähelepanu kontsentreerumiseks 1 m kaugusel silmade kõrgusel olevale värvilisele pildile. Seejärel registreeriti tasakaalu näitajad suletud silmadega seismisel. Personaalarvuti abil registreeriti mõlema dünamograafilise platvormi poolt registreeritud toereaktsioonide Z-telje suunalised muutused seismise ajal (hinnati eraldi vasaku ja parema jala toereaktsiooni komponente).

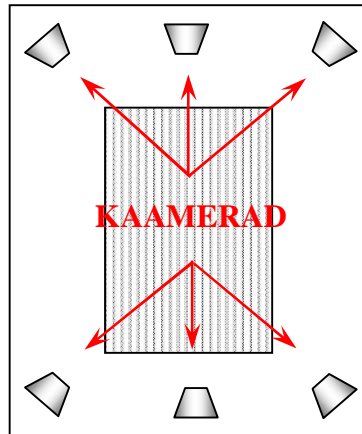
Määrati järgmised näitajad:

1. Z_{SA} - keha vertikaalsuunaline kõikumine vasakul ja paremal jalal avatud silmadega seismisel,
2. Z_{SS} - keha vertikaalsuunaline kõikumine vasakul ja paremal jalal suletud silmadega seismisel.

3.2.2. Kõnni- ja istest püstitõusmise testimine

Kõnni- ja istest püstitõusmise biomehaaniline analüüs teostati liigutustegevuse biomehaanilise süsteemi Elite Biomech 2002 (BTS S.p.A., Milano, Itaalia) abil, mis koosneb kahest dünamograafilisest platvormist, Kistler 9286 A (Kistler, Šveits), mis on monteeritud 5.33 m pikkuse käimisraja sisse; kuuest infrapunakaamerast (sagedus 100 Hz) (joonis 3); 20-st fluorestseeruvast markerist keha mudeli koostamiseks. Seade võimaldab teostada:

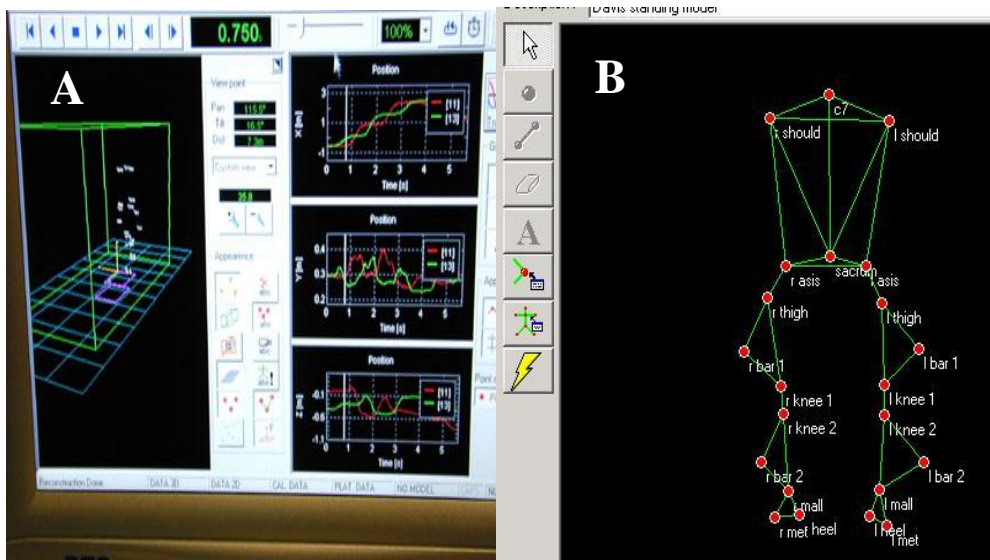
- 1) liigutustegevuse 3-D kinemaatilist analüüsi 6 infrapunakaamera baasil,
- 2) tugipinnal avalduvate toereaktsioonide 3-D dünaamilist analüüsi 2 dünamograafilise platvormi abil.



Joonis 3. Infrapunakaamerate paigutus kõnni kinemaatiliste näitajate registreerimisel. Viirutatud osa joonisel on kõnnirada, kus teostati kõnnitestid.

Enne markerite paigutamist kehapinnale määrati vaatlusaluse antropomeetrilised mõõtmed selili lamangus kušetil. Eksperimentaator mõõtis puusa laiuse ja puusa kõrgused nii vasakul kui paremal kehapoolel. Seejärel määrati alajäsemete segmentide laiused ja pikkused ning paigutati markerid kleeplindi abil nahapinnale keha teatud punktidesse vastavalt kasutatud Davise mudelile (Davis *et al.*, 1991). Pikemad markerid on mõeldud arvutis kujundatava inimese mudeli koostamiseks, tähistamaks vastava keha segmenti asukohta.

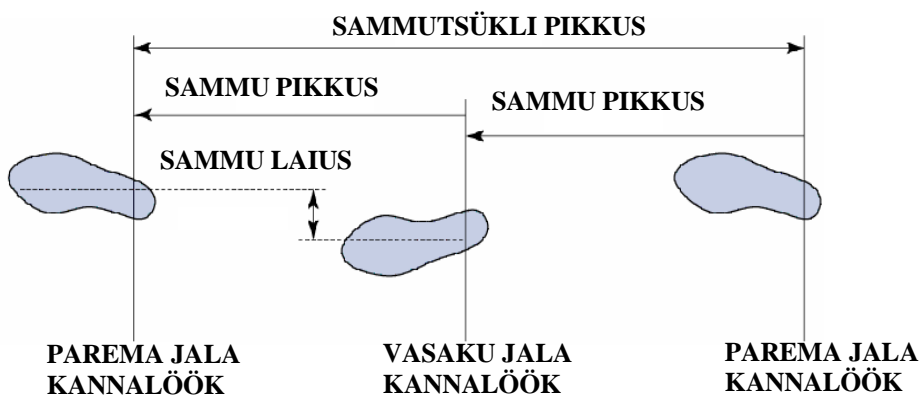
Vaatlusaluse kehakaalu määramiseks astus vaatlusalune dünamograafilisele platvormile ning seisis sellel liikumatult umbes 2 sekundit, mille jooksul määrati kehakaal. Vaatlusaluse asendi määramiseks kõnnirajal seisis vaatlusalune kõnniraja platvormi ees ning mõõteprogrammi käivitamisel (peale eksperimentaatori käsklust) astus vaatlusalune platvormile ning jäi sinna 2–3 sekundiks seisma. Seejärel koostas arvuti vastava keha mudeli (Davise mudel) (joonis 4 A, B) ning määras markerite asukohad ruumis. Kui see protseduur oli teostatud, võis asuda kõndi sooritama. Kõndi sooritas vaatlusalune enda poolt vabalt valitud tempos (normaalne kõnd) 3 korda. Tulemuste analüüsimiseks valiti katse, mille puhul sammude rütm oli liikumise ulatuses ühtlane. Kogu liikumise ulatus oli 8 m.



Joonis 4. Markeritest moodustunud keha kujutis ja liikumise nihke graafikud arvuti ekraanil (A). Markerid ühendatakse pidevate joontega, millest kujuneb keha mudel (B).

Analüüsiti järgmisi kõnni ruumilisi ja ajalisi parameetreid (joonis 5):

- 1) sammutsükli pikkus (mm),
- 2) sammu laius (mm),
- 3) tugifaasi kestus (ms),
- 4) hoofaasi kestus (ms),
- 5) tugifaasi kestus protsentides (%),
- 6) hoofaasi kestus protsentides (%),
- 7) sammusagedus (sammu/minutis),
- 8) liikumise kiirus kõndimisel (m/s).

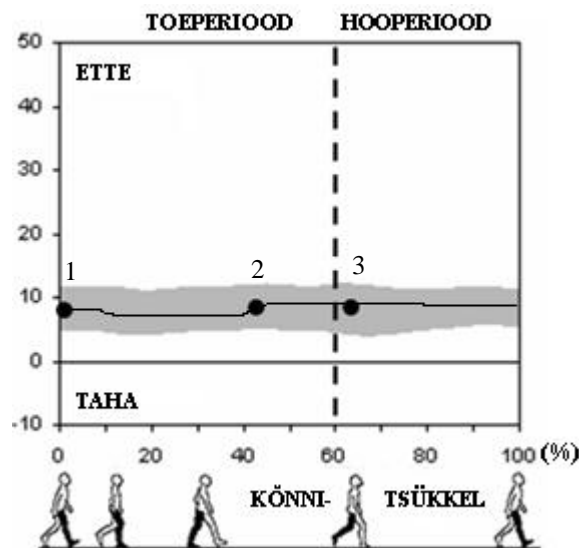


Joonis 5. Kõnni ruumilised parameetrid.

Registreeriti järgmised liigete liikumist iseloomustavad kinemaatilised karakteristikud kõnnil sagitaaltasapinnas (nurgad):

1) Vaagna kaldenurk (kraadides) järgmistes liikumisfaasides (joonis 6):

- 1 - vaagna kalle jala mahapaneku hetkel,
- 2 - maksimaalne vaagna kalle toefaasis,
- 3 - vaagna kalle hoofaasi alguses.

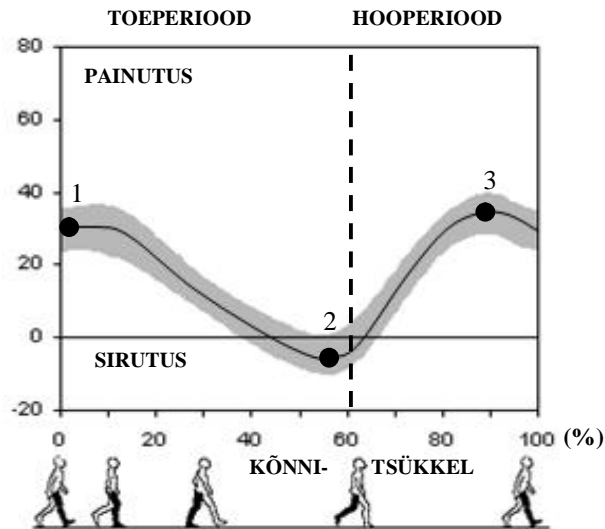


Joonis 6. Vaagna ette-taha suunalist kallet iseloomustav graafik kõnnil. Pidev must joon tähistab jala liikumist kogu kõnnitsükli jooksul. Hall joon tähistab hälbe piire (\pm SD).

•- määratavad väärtused.

2) Nurk puusaliigeses (kraadides) järgmistes liikumisfaasides (joonis 7):

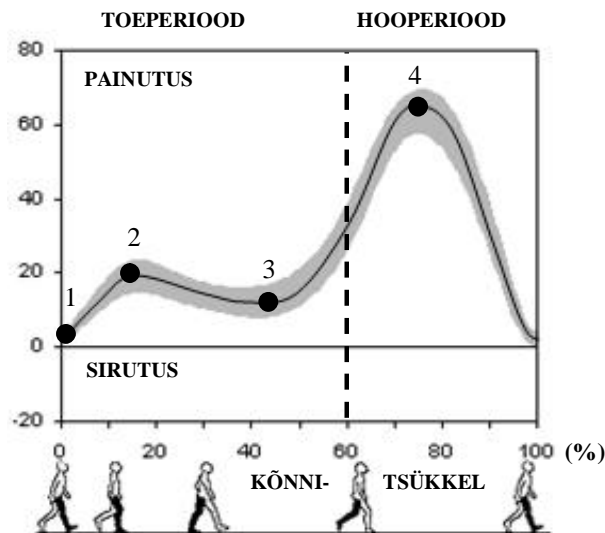
- 1 - painutus jala mahapanekul,
- 2 - maksimaalne sirutus toefaasis,
- 3 - maksimaalne painutus hoofaasis.



Joonis 7. Painutus- ja sirutusliigutust puusaliigeses iseloomustav graafik kõnnil. Pidev must joon tähistab jala liikumist kogu kõnnitsükli jooksul. Hall joon tähistab hälbe piire (\pm SD). • - määratavad väärtused.

3) Nurk põlveliigeses (kraadides) järgmistes liikumisfaasides (joonis 8) :

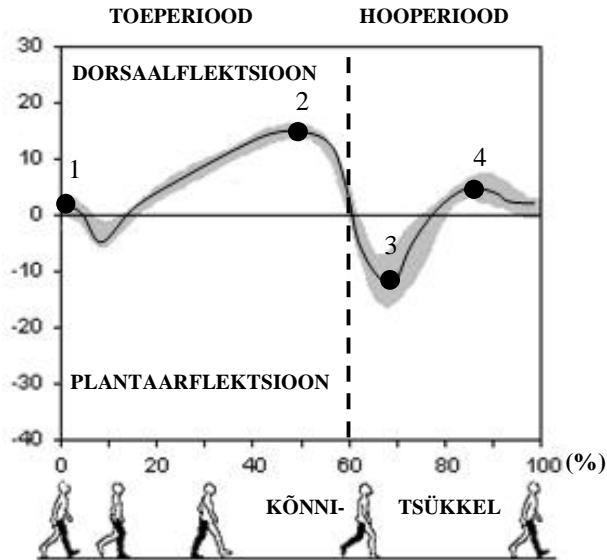
- 1 - painutus jala mahapaneku hetkel,
- 2 - maksimaalne painutus amortisatsioonifaasis,
- 3 - maksimaalne sirutus tõukefaasis,
- 4 - maksimaalne painutus hoofaasis.



Joonis 8. Painutus- ja sirutusliigutust põlveliigeses iseloomustav graafik kõnnil. Pidev must joon tähistab jala liikumist kogu kõnnitsükli jooksul. Hall joon tähistab hälbe piire (\pm SD). • - määratavad väärtused.

4) Nurk hüppeliigeses (kraadides) järgmistes liikumisfaasises (joonis 9):

- 1 - dorsaalfleksioon jala mahapaneku hetkel,
- 2 - maksimaalne dorsaalfleksioon toefaasis,
- 3 - maksimaalne plantaarfleksioon hoofaasis,
- 4 - maksimaalne dorsaalfleksioon hoofaasis.



Joonis 9. Hüppeliigese painutust ja sirutust iseloomustav graafik. Pidev must joon tähistab jala liikumist kogu kõnnitsükli jooksul. Hall joon tähistab hälbe piire (\pm SD). • - määratavad väärtused.

Istest püstitõusmise testimisel istus vaatlusalune platvormi taga paikneval reguleeritaval toolil (nurk põlveliigeses 90°) ja sooritas püstitõusu kolmel korral. Analüüsimiseks valiti katse, mille puhul tõusmine toimus kõige ühtlasemalt.

Istest püstitõusmise testi käigus registreeriti järgmised liigete liikumist iseloomustavad kinemaatilised karakteristikud (nurgad) sagitaaltasapinnas:

1) Nurk puusaliigeses (kraadides) järgmistes liikumisfaasises:

- 1 - painutus istest püstitõusu alguses,
- 2 - maksimaalne painutus, kui puudub kontakt tooliga,
- 3 - maksimaalne sirutus seismisel.

2) Nurk põlveliigeses (kraadides) järgmistes liikumisfaasises:

- 1 - painutus istest püstitõusu alguses,
- 2 - maksimaalne painutus, kui puudub kontakt tooliga,
- 3 - maksimaalne sirutus seismisel.

3.2.3. Tulemuste statistiline töötlus

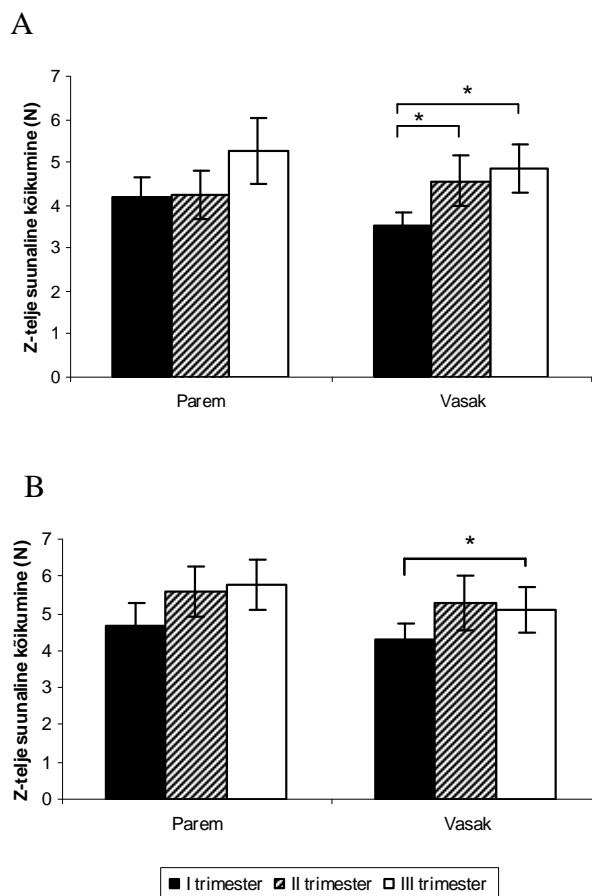
Uurimistöö tulemuste statistiline töötlus ja analüüs toimus programmi Microsoft Excel abil. Kõigi tunnuste osas määrati aritmeetiline keskmine (\bar{X}) ja standardviga ($\pm SE$). Nihet erinevate mõõtmiste vahel hinnati paaride t-testi alusel. Erinevuse olulisuse nivooks valiti $p < 0,05$.

4. TÖÖ TULEMUSED

4.1 Keha staatilise tasakaalu parameetrid

Keha staatilise tasakaalu näitajaid avatud ja suletud silmadega seismisel illustreerib joonis 10. Parema jala vertikaalsuunaline kõikumine avatud silmadega seismisel suurenes mõnevõrra raseduse käigus, kuid muutus ei olnud statistiliselt oluline (joonis 10 A). Vasaku jala vertikaalsuunaline kõikumine avatud silmadega seismisel suurenes samuti raseduse käigus, kusjuures võrreldes esimest ja teist ning esimest ja kolmandat trimestrit olid need muutused statistiliselt olulised ($p < 0,05$).

Parema jala vertikaalsuunaline kõikumine suletud silmadega seismisel raseduse käigus mõnevõrra suurenes, kuid muutus ei olnud statistiliselt oluline (joonis 10 B). Vasaku jala puhul oli antud näitaja teiseks trimestriks veidi suurenenud ja kolmandaks vähenenud. Statistiliselt usutav nihe registreeriti kolmandal trimestril võrreldes esimesega ($p < 0,05$).



Joonis 10. Keha vertikaalsuunaline kõikumine avatud (A) ja suletud (B) silmadega seismisel. ($\bar{X} \pm SE$). * $p < 0,05$.

4.1. Kõnni kinemaatilised parameetrid

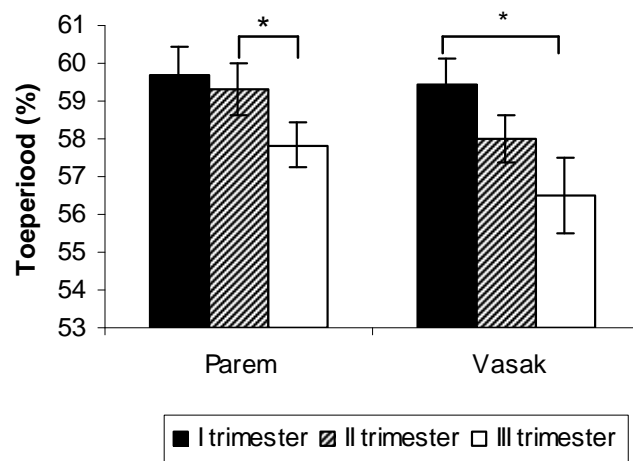
Kõnni ajalis-ruumilistest parameetritest (tabel 2.) sammusagedus, sammutsükli pikkus ja kõnni kiirus mõnevõrra suurenesid raseduse jooksul, kuid need muutused ei olnud statistiliselt olulised. Samas suurenes ka sammu laius raseduse hilisematel trimestritel ja siin toimunud muutused olid esimest ja kolmandat ning teist ja kolmandat trimestrit võrreldes statistiliselt olulised ($p < 0,05$). Esimest ja teist trimestrit võrreldes olulist muutust ei täheldatud.

Tabel 2. Kõnni ajalised-ruumilised karakteristikud erinevatel rasedustrimestritel ($\bar{X} \pm SE$).

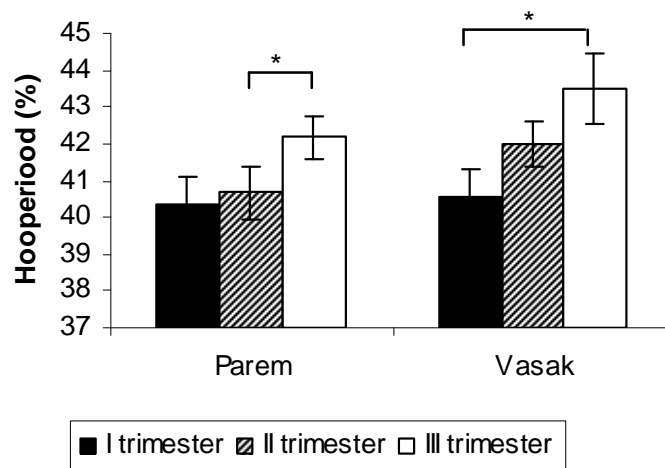
Mõõtmisaeg	Sammusagedus (sammu/min)	Sammu laius (mm)	Sammutsükli pikkus (mm)		Kõnni kiirus (m/s)
			Parem jalg	Vask jalg	
I trimester	117,8±2,7	109,0±6,1	1308±27	1313±32	1,29±0,05
II trimester	119,0±2,2	114,0±7,7*	1325±31	1342±39	1,33±0,05
III trimester	121,0±1,6	130,0±7,7*	1338±28	1340±30	1,35±0,04

* $p < 0,05$ võrreldes I trimestriga.

Sammutsükli protsentuaalset kestust uurides selgus, et toeperioodi (joonis 11) osakaal raseduse käigus vähenes ja hooperioodi (joonis 12) osakaal suurenes. Nii toe- kui hooperioodi protsentuaalne kestus muutus statistiliselt oluliselt ($p < 0,05$) paremal jalal võrreldes teist ja kolmandat trimestrit ja vasakul jalal võrreldes esimest ja kolmandat trimestrit.



Joonis 11. Toeperioodi protsentuaalse kestuse muutused sammutsüklis raseduse käigus ($\bar{X} \pm SE$). * $p < 0,05$.



Joonis 12. Hooperioodi protsentuaalse kestuse muutused sammutsüklis raseduse käigus ($\bar{X} \pm SE$). * $p < 0,05$.

Vaagna kaldenurgast kõnni erinevates faasides annab ülevaate joonis 13. Vaagna kaldenurk (joonis 13 A) parema jala mahapanekul suurenes raseduse käigus. Võrreldes esimest ja teist trimestrit ning teist ja kolmandat trimestrit olid antud erinevused statistiliselt olulised nivool $p < 0,05$, võrreldes esimest ja kolmandat nivool $p < 0,01$. Vasaku jala puhul antud nurk erines oluliselt ($p < 0,05$) võrreldes esimest ja teist trimestrit. Esimest ja kolmandat trimestrit võrreldes oli erinevus oluline nivool $p < 0,01$.

Nurk (joonis 13 B), mis iseloomustab vaagna maksimaalset kallet toeperioodil suurenes nii paremal kui vasakul jalal raseduse käigus. Esimest ja teist ning teist ja kolmandat trimestrit võrreldes olid antud muutused statistiliselt olulised nivool $p < 0,05$. Võrreldes esimest ja kolmandat oli suurenemine oluline nivool $p < 0,01$.

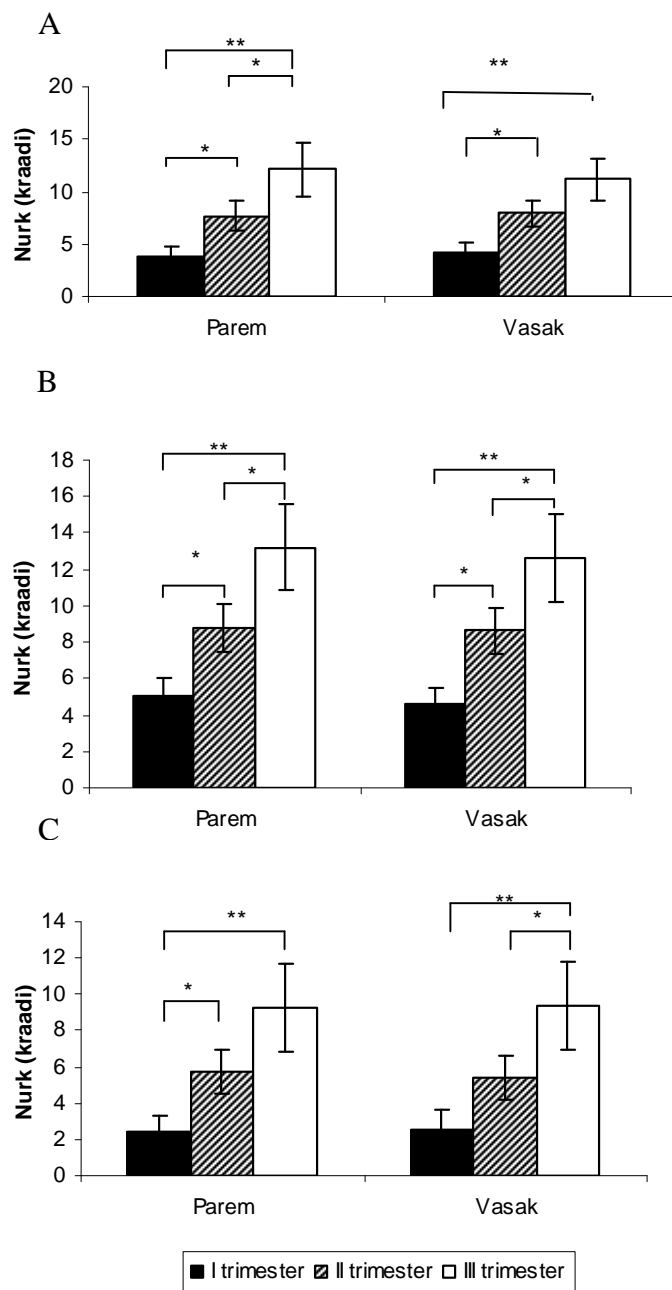
Vaagna kaldenurk (joonis 13 C) hooperioodi alguses paremal jalal suurenes ($p < 0,05$) võrreldes teist esimese trimestriga. Esimest ja kolmandat trimestrit võrreldes oli suurenemine oluline nivool $p < 0,01$. Vasaku jala puhul antud nurk samuti suurenes raseduse käigus. Võrreldes teist ja kolmandat trimestrit oli see muutus oluline nivool $p < 0,05$ ja võrreldes esimest ja kolmandat nivool $p < 0,01$.

Nurgast puusaliigeses kõnni erinevates faasides sagitaaltasapinnas annab ülevaate joonis 14. Nurk (joonis 14 A), mis iseloomustas puusaliigeses tekkivat painutust jala mahapaneku hetkel oli paremal jalal oluliselt suurem ($p < 0,05$) teisel võrreldes esimese trimestriga ning kolmandal võrreldes teise trimestriga. Esimest ja kolmandat trimestrit võrreldes ilmnes erinevus nivool $p < 0,01$. Vasakul jalal oli samuti see näitaja oluliselt suurem ($p < 0,01$) teisel võrreldes esimese trimestriga ja kolmandal võrreldes teise trimestriga. Esimese ja kolmanda trimestri võrdlusel ilmnes selles näitajas erinevus nivool $p < 0,001$.

Toeperioodil puusaliigeses maksimaalset sirutust iseloomustav nurk (joonis 14 B) muutus raseduse käigus nii paremal kui vasakul jalal oluliselt väiksemaks. Mõlemal jalal ilmnes võrreldes esimest ja teist trimestrit erinevus nivool $p < 0,05$ ning teist ja kolmandat trimestrit võrreldes erinevus nivool $p < 0,01$ ja esimest ja kolmandat trimestrit võrreldes toimus suurenemine nivool $p < 0,001$.

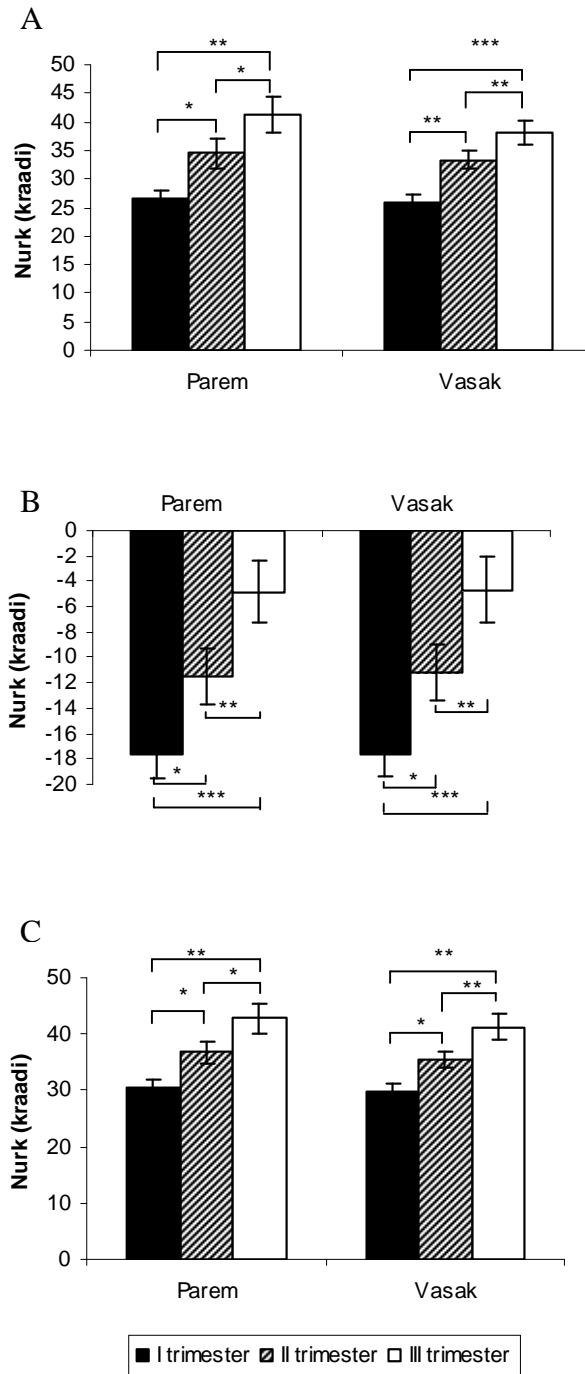
Puusaliigeses maksimaalset painutust hooperioodil iseloomustav nurk (joonis 14 C) suurenes sarnaselt jala mahapaneku hetkel registreeritud nurga muutusega puusaliigeses. Oluline muutus esines parema jala puhul nii esimese ja teise ning teise ja kolmanda trimestri ($p < 0,05$) kui ka esimese ja kolmanda trimestri võrdlemisel ($p < 0,01$). Vasaku jala puhul esimese ja teise trimestri võrdlemisel oli nurga erinevus oluline nivool $p < 0,05$. Teise

ja kolmanda ning esimese ja kolmanda trimestri võrdlemisel oli antud erinevus oluline nivool $p < 0,01$.



Joonis 13. Vaagna kaldenurk kõnni erinevates faasides sagitaaltasapinnas ($\bar{X} \pm SE$).

A- vaagna kalle jala mahapaneku hetkel, B- vaagna maksimaalne kalle toeperioodil, C- vaagna kalle hooperioodi alguses. * $p < 0,05$; ** $p < 0,01$.



Joonis 14. Nurk puusaliigeses kõnni erinevates faasides sagitaaltasapinnas ($\bar{X} \pm SE$).

A- painutus jala mahapaneku hetkel, B- maksimaalne sirutus toeperioodil, C- maksimaalne

painutus hooperioodil. * $p < 0,05$, ** $p < 0,01$, *** $p < 0,001$.

Nurga muutustest põlveliigeses kõnni erinevates faasides annab ülevaate joonis 15. Nurk (joonis 15 A), mis iseloomustab painutust jala mahapaneku hetkel suurenes nii paremal kui vasakul jalal raseduse käigus, kuid statistiliselt oluline ($p < 0,05$) muutus esines mõlemal jalal võrreldes esimest ja kolmandat trimestrit.

Põlveliigeses maksimaalset painutust amortisatsioonifaasis iseloomustav nurk (joonis 15 B) muutus raseduse käigus parema jala puhul oluliselt ($p < 0,05$) suuremaks võrreldes nii esimest ja teist kui ka ($p < 0,01$) esimest ja kolmandat trimestrit. Vasaku jala puhul suurenes nurk raseduse käigus võrreldes esimest ja teist trimestrit nivool $p < 0,05$, teist ja kolmandat trimestrit nivool $p < 0,01$ ja esimese ja kolmanda trimestri võrdlusel esines muutuse suurenemine nivool $p < 0,001$.

Põlveliigese maksimaalset sirutust tõukefaasis iseloomustav nurk (joonis 15 C) muutus raseduse käigus parema jala puhul oluliselt ($p < 0,05$) suuremaks võrreldes esimest ja teist trimestrit ning ($p < 0,001$) võrreldes esimest ja kolmandat trimestrit. Vasaku jala puhul suurenes nurk esimest ja teist trimestrit võrreldes nivool $p < 0,05$, teise ja kolmanda ning esimese ja kolmanda trimestri võrdlusel esines muutuse suurenemine nivool $p < 0,01$.

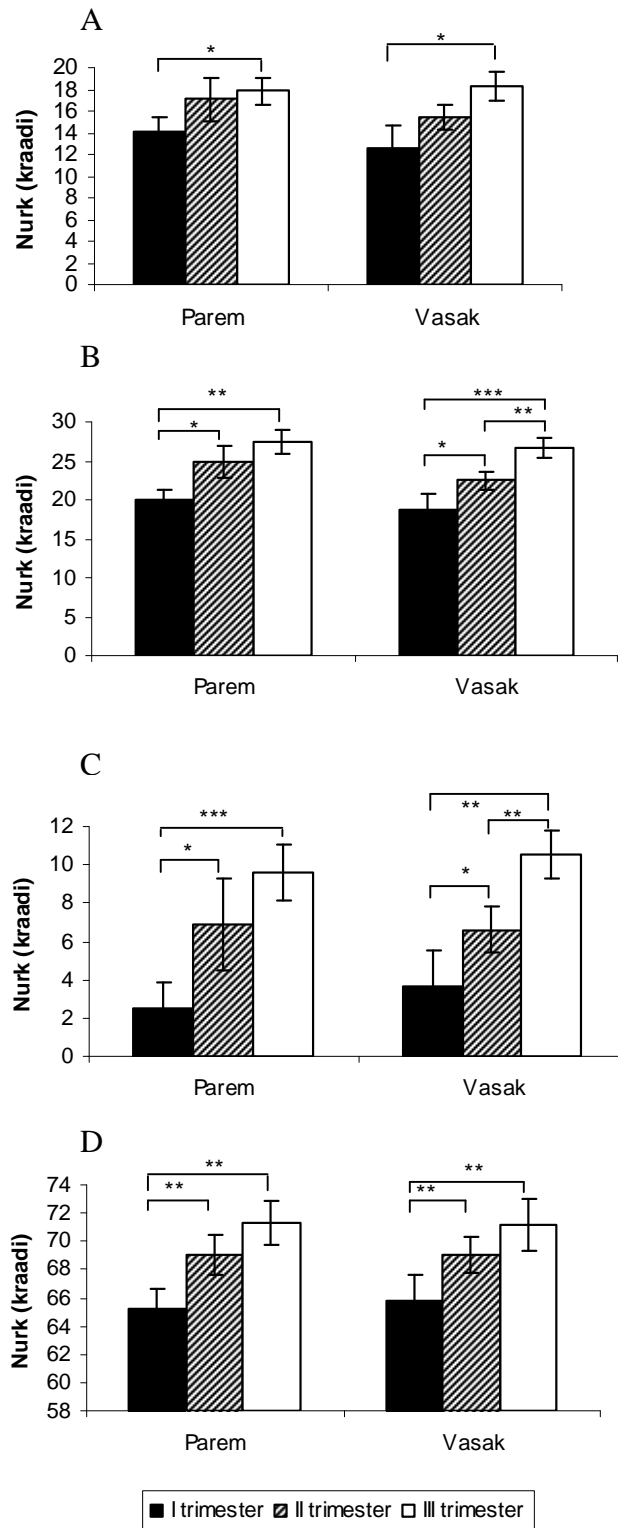
Nurk (joonis 15 D), mis iseloomustab maksimaalset painutust põlveliigeses hoofaasis suurenes nii paremal kui vasakul jalal raseduse käigus, statistiliselt oluline ($p < 0,01$) muutus esines mõlemal jalal võrreldes esimest ja teist ning esimest ja kolmandat trimestrit

Nurga muutustest hüppeliigeses kõnni erinevates faasides annab ülevaate joonis 16. Dorsaalfleksiooni iseloomustav nurk parema jala mahapaneku hetkel (joonis 16 A) teisel trimestril mõnevõrra suurem kui esimesel, aga kolmandal trimestril see näitaja mõnevõrra vähenes ($p > 0,05$) Vasaku jala puhul antud nurk oli teisel trimestril vähenenud ja kolmandal veidi suurenenud, kuid ka need muutused ei olnud statistiliselt olulised.

Nurk (joonis 16 B), mis iseloomustab hüppeliigese maksimaalset dorsaalfleksiooni toeperioodil muutus samamoodi kui nurk, mis iseloomustas dorsaalfleksiooni jala mahapanekul ja ka need muutused ei olnud statistiliselt olulised.

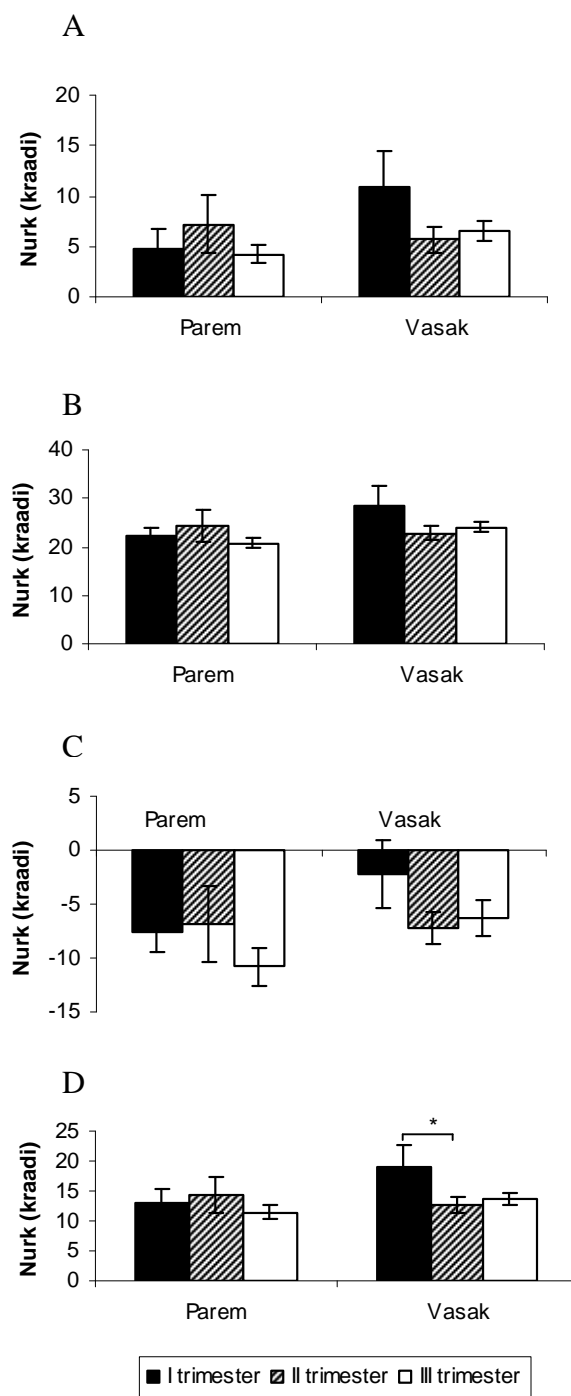
Hüppeliigese maksimaalset plantaarfleksiooni iseloomustav nurk (joonis 16 C) oli teisel trimestril paremal jalal suurenenud ja kolmandal vähenenud. Vasaku jala puhul teisel trimestril oli nurk vähenenud ja kolmandaks veidi suurenenud, kuid ka need muutused ei olnud statistiliselt olulised.

Nurk (joonis 16 D), mis iseloomustab hüppeliigese maksimaalset dorsaalfleksiooni hoofaasis muutus analoogselt nurgaga A ja B, kuid antud nurga puhul oli vasaku jala puhul esinenud vähenemine esimese ja teise trimestri vahel statistiliselt oluline ($p < 0,05$).



Joonis 15. Nurk põlveliigeses kõnni erinevates faasides sagitaaltasapinnas ($\bar{X} \pm SE$).

A- painutus jala mahapaneku hetkel, B- maksimaalne painutus amortisatsioonifaasis, C- maksimaalne sirutus tõukefaasis, D- maksimaalne painutus hoofaasis. * $p < 0,05$, ** $p < 0,01$, *** $p < 0,001$.



Joonis 16. Nurk hüppeliigeses kõnni erinevates faasides sagitaaltasapinnas ($\bar{X} \pm SE$).

A - dorsaalfleksioon jala mahapaneku hetkel, B - maksimaalne dorsaalfleksioon toeperioodil, C - maksimaalne plantaarfleksioon hoofaasis, D - maksimaalne dorsaalfleksioon hoofaasis. * $p < 0,05$.

4.2. Istest püstitõusmise parameetrid

Nurga muutustest puusaliigeses istest püstitõusmise erinevates faasides sagitaaltasapinnas annab ülevaate joonis 17. Nurk (joonis 17 A), mis iseloomustab puusaliigeses tekkivat painutust istest püstitõusu alguses, suurenes paremal jalal raseduse käigus, kuid see muutus ei olnud statistiliselt oluline. Vasakul jalal suurenes see näitaja oluliselt võrreldes esimest ja teist ($p < 0,01$) ning esimest ja kolmandat trimestrit ($p < 0,05$).

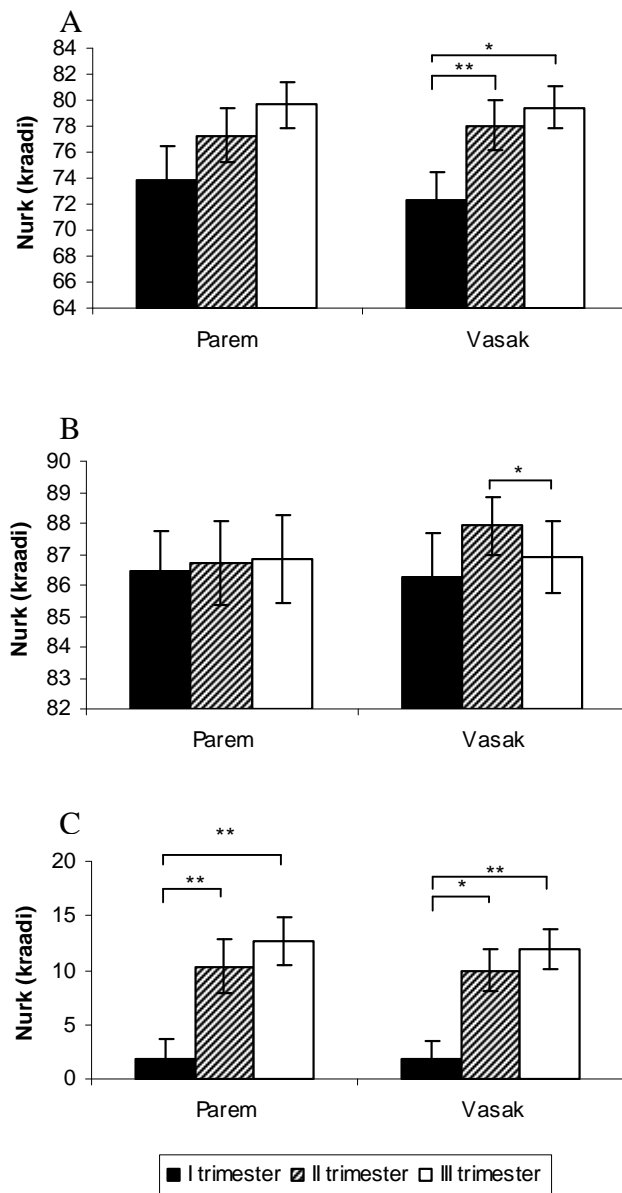
Maksimaalset painutust puusaliigeses, kui puudub kontakt tooliga, iseloomustav nurk (joonis 17 B) suurenes raseduse käigus paremal jalal, kuid see muutus ei olnud statistiliselt oluline. Vasakul jalal suurenes see näitaja teiseks trimestriks, kuid kolmandaks trimestriks esines oluline ($p < 0,05$) vähenemine.

Nurk (joonis 17 C), mis iseloomustab puusaliigeses tekkivat maksimaalset sirutust seismisel, suurenes oluliselt ($p < 0,01$) võrreldes esimest ja kolmandat trimestrit nii paremal kui vasakul jalal. Esimest ja teist trimestrit võrreldes oli antud muutus oluline paremal jalal nivool $p < 0,01$ ja vasakul jalal nivool $p < 0,05$.

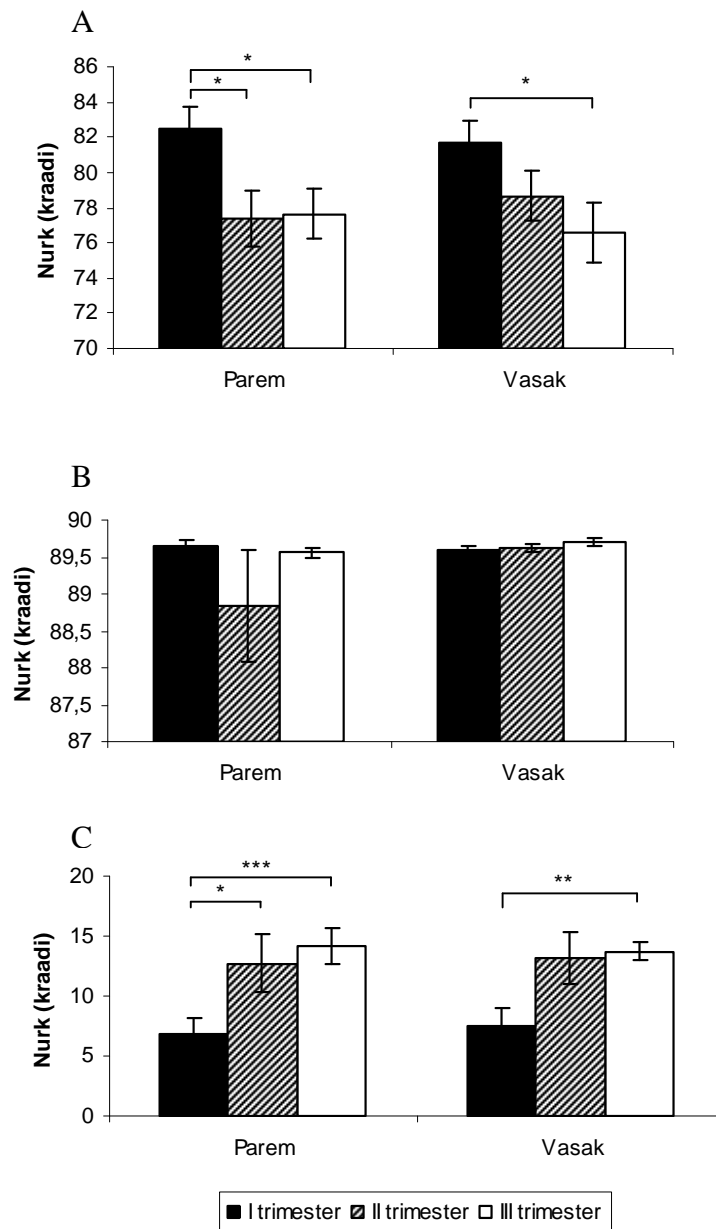
Nurga muutustest põlveliigeses istest püstitõusu erinevates faasides annab ülevaate joonis 18. Nurk (joonis 18 A), mis iseloomustab põlveliigeses tekkivat painutust istest püstitõusu alguses, vähenes raseduse käigus oluliselt ($p < 0,05$) nii paremal kui vasakul jalal. Paremal jalal esines ka oluline ($p < 0,05$) nurga vähenemine võrreldes esimest ja teist trimestrit.

Maksimaalset painutust põlveliigeses, kui puudub kontakt tooliga, iseloomustav nurk (joonis 18 B) paremal jalal vähenes ja vasakul jalal suurenes raseduse käigus, kuid need muutused ei olnud statistiliselt olulised.

Nurk (joonis 18 C), mis iseloomustab põlveliigeses tekkivat maksimaalset sirutust seismisel, võrreldes esimest ja kolmandat trimestrit suurenes paremal jalal oluliselt nivool $p < 0,001$ ja vasakul jalal nivool $p < 0,01$. Paremal jalal esines ka oluline ($p < 0,05$) nurga suurenemine võrreldes esimest ja teist trimestrit.



Joonis 17. Nurk puusaliigeses istest püstitõusmise erinevates faasides sagitaaltasapinnas ($\bar{X} \pm SE$). A- painutus istest püstitõusu alguses, B- maksimaalne painutus, kui puudub kontakt tooliga, C- maksimaalne sirutus seismisel. * $p < 0,05$, ** $p < 0,01$.



Joonis 18. Nurk põveliigeses istest püstitõusmise erinevates faasides sagitaaltasapinnas ($\bar{X} \pm SE$). A- painutus istest püstitõusu alguses, B- maksimaalne painutus, kui puudub kontakt tooliga, C- maksimaalne sirutus seismisel. * $p < 0,05$, ** $p < 0,01$, *** $p < 0,001$.

5. TÖÖ TULEMUSTE ARUTELU

Käesolevas uurimistöös selgitati välja keha staatilise tasakaalu, kõnni ja istest püstitõusmise biomehaaniliste näitajate muutused raseduse erinevatel trimestritel. Vaatlusalusteks oli 12 rasedat naist, kelle keskmine vanus oli $24,0 \pm 2,5$ a., mis on madalam, kui võrrelda viimase kümne aasta jooksul rasedusuuringutes toodud keskmist vanust (26-27 eluaastat) (Valgesoo, 2001; Lebedeva, 2004; Tiigimäe, 2004).

Rasedusaegsele tervisekäitumisele tuleb erilist tähelepanu pöörata, et rasedus kulgeks komplikatsioonideta ja et lootele oleks tagatud normaalne keskkond arenemiseks ja kasvamiseks. Oluline on üldine tervis, tugev immuunsüsteem, tervislik toitumine, stabiilne emotsionaalne seisund ja kehaline aktiivsus nii enne rasedust kui ka raseduse ajal (Tiigimäe, 2004). Raseda üldise kehalise heaoluga on seotud igapäevatoimetustega (kõnd, tasakaaluasendid, kaasa arvatud istumine ja püstitõus) toimetulek.

Tasakaalutesti tulemused

Keharaskuse jaotuvust ning keha tasakaalu püstiasendis saab hinnata personaalarvutiga ühendatud dünamograafiliste platvormide abil (Engardt *et al.*, 1993). Tasakaalu parameetrid väljendatakse koordinaatsüsteemis X-, Y- ja Z-telje suhtes. Seejuures X-teljel hinnatakse keha ette-taha-suunalisi, Y-teljel paremale-vasakule ja Z-teljel vertikaalsuunalisi kõikumisi (Inman *et al.*, 1981). Käesolevas uurimustöös määrasime Z-telje suunalised kõikumised, kuna üles-alla suunaline kõikumine näitab muutusi ka siis, kui toimuvad muutused teistes suundades. Keha staatilist tasakaalu seismisel hinnati, et uurida muutusi tasakaalu kontrollsüsteemis, mis leiavad aset raseduse korral. Meie uurimistöös näitaja, mis iseloomustab keha Z-(vertikaalsuunalist) kõikumist nii avatud silmadega kui ka suletud silmadega seismisel, paremal kehapoolel raseduse käigus ei muutunud. Vasaku kehapoolle puhul suurenes antud näitaja nii silmad lahti kui ka silmad kinni seisul kolmandaks trimestriks. Seega antud töö vaatlusalustel langes suurem keharaskus vasakule jalale, mis näitab ebahühtlast keharaskuse jaotamist labajalgadele. Valest kehahoiakust tingitud tasakaalu halvenemine kutsub esile põlvede ülesirutuse ja raskuse kandumise jala sisekülgedele ja kandadele (Shrock, 1984). Lebedeva (2004) uuringus rasedate vaatlusalustega leiti, et keha kõikumist iseloomustavad näitajad (X, Y ja Z telje suunalised näitajad) olid suuremad suletud silmadega seisul. Selgus ka, et parema jala toereaktsiooni näitajad olid oluliselt suuremad kui vasaku jala vastavad näitajad. Nii rasedate kui mitterasedate parema ja vasaku kehapoolle võrdlusel ilmnesis erinevused ka Tiidu (2000) uuringus, kes järeldas, et rasedate asümmeetriat lihastes saab seletada sellega,

et seoses loote arenguga ja paiknemisega emakaõõnes, on lihased suurema pinge all ning see võib mõjutada erinevalt nii vasakut kui paremat kehapoolt, mis omakorda võib viidata rasedate rühihäiretele. Keha tasakaalu kontrolli teostatakse kesknärvisüsteemi poolt, mis aktiveerib erinevaid posturaalseid lihaseid (*m. erector spinae*, *m. gluteus maximus*, *m. quadriceps femoris*, *m. triceps surae*) (Dietz, 1992; Nardone *et al.*, 1997). Teadustöodes, kus on uuritud staatilisi posturaalseid kohanemisi raseduse ajal, on leitud, et toimuvad individuaalsed muutused vastusena lisandunud koormusele (Bullock *et al.*, 1987; Moore *et al.*, 1990). Raseduse käigus esineb säärelihases kõrgem toonus, mille tõttu kasvab ka reflektoorne aktiivsus (Tiit, 2000). Keha staatiline tasakaal (Butler *et al.*, 2006) jääb suhteliselt stabiilseks esimesel trimestril. Teisel ja kolmandal trimestril aga uuritud näitajad, seistes nii silmad lahti kui kinni, suurenevad, mistõttu keha tasakaal on tunduvalt halvenenud.

Kõnnitesti tulemused

Käesolevas töös uuriti rasedatel naistel vaagna ja alajäsemete liigeste kinemaatikat kõnnil. Hinnati nurga muutusi kõnni erinevates faasides ja pöörati tähelepanu sagitaaltelje ümber toimuvatele liikumistele puusa-, põlve- ja hüppeliigeses ning uuriti ka vaagna kallet.

Kõnni ajalis-ruumilistest parameetritest registreeriti sammusagedus, sammutsükli pikkus ja kõnni kiirus. On teada, et kõnni kiirus sõltub eelkõige sammu pikkusest ja sagedusest. Kõnni kiiruse suurenemine saavutatakse kas sammu pikkuse suurenemise, sammu sageduse suurenemise läbi või nende mõlema kombinatsiooni tulemusena (Wall, 2001).

Käesoleva töö tulemustest selgus, et rasedus ei too kaasa muutusi enamikus kõnni ajalis-ruumilistes parameetrites. Tähelepidasime vaid tendentsi sammutsükli pikkuse ja sammusageduse suurenemisele ja kõnni kiiruse kasvule. Meie vaatlustulemused langesid kokku Whittle (2003) poolt saadud 18-49 aastaste mitterasedate naiste samade tulemustega, mis kinnitab, et rasedus uuritud näitajaid ei mõjutanud.

Küll aga registreerisime olulised muutused sammu laiuses. Sammu laiuse suurenemine raseduse ajal viitab tasakaalu halvenemisele kõnnil. London (2001) leidis oma uuringus, et rasedate tasakaal halveneb, kuna suurenenud kehakaal kutsus esile keharaskuskeskme ümberpaiknemise. Keha tasakaalustamiseks on vajalik suurem tasapind. Heckman, Sassard (1994) kirjeldasid rasedate kõndi jäiga ja paterdavana, mille puhul kasutatakse raskuse ülekandmisel ühelt jalalt teisele laiemat tugipinda. Samuti suureneb raseduse ajal puusaliigese abduktsioon (Murro, 1999), millest saab järeldada, et aduktorlihased jäävad nõrgaks ja see tingib kõnni harkisjalu.

Tervel noorel inimesel moodustab tugifaas vabalt valitud kiirusel sammutsükli kestusest ligi 60%, hoofaas aga umbes 40% (Wall, 2001; Kirtley, 2006). Meie uuringu tulemused näitasid, et toeperioodi protsentuaalne osa raseduse käigus paremal ja vasakul jalal vähenes ja hooperioodi osa suurenes. Whittle (2003) sai oma uuringus naiste kõnni kiiruseks 0,94 m/s, meie saime rasedatel 1,29–1,35 m/s, mis näitab, et rasedad kõndisid kiiremini. See võib seletada ka toeperioodi protsentuaalse osa vähenemist rasedatel. Rasedate kiire kõnni võisid esile kutsuda labori tingimused. Kuna läbitav rada oli lühike, võis see soodustada hoogsamat kõndi.

Liigeste kolmemõõtmelisest liikumisest kõnni ajal annab objektiivse informatsiooni kinemaatiline analüüs. See on asendamatu võimalus hinnata liigeste liikumist erinevates tasapindades. Markerite süsteem, mis muudab inimese keha liikuvate segmentide süsteemiks, on hetkel parim kasutusel olev tehnika, saamaks andmeid kogu keha liikumise kohta kõnnil (Fitzgerald *et al.*, 2002).

Vaagnapiirkonna uurimisel kolm tähtsat hetke on: vaagna kalle jala mahapanekul, vaagna maksimaalne kalle toeperioodil ja vaagna kalle hooperioodi alguses (Fitzgerald *et al.*, 2002).

Meie uuring näitas, et vaagna kaldenurk suurenes raseduse käigus jala mahapaneku hetkel, toeperioodil ja hooperioodil. Kõhu raskus kallutab keha ettepoole, selle kompenseerimiseks hoitakse selga tahapoole. Siit saab järeldada, et suurem koormus tekib nimme-ristluu piirkonnas, seda eriti raseduse viimasel trimestril (Olds *et al.*, 1988; Beaty *et al.*, 1999).

Vaagna kaldenurk on seotud lumbaallordoosiga. Lumbaallordoosi suurenemine või vähenemine raseduse ajal on väga individuaalne. Osadel naistel see suureneb koos vaagna kaldenurga suurenemisega, et aidata hoida ülakeha püstises asendis. On spekuleeritud, et alaseljavalu raseduse ajal on seotud suurenenud lumbaallordoosiga, aga paljud uurijad ei ole suutnud leida statistiliselt olulist seost nende vahel (Bullock *et al.*, 1987, Franklin, Conner-Kerr, 1998). Samas on leitud ka seos keha pikkuse suurenemise ja lumbaallordoosi vähenemise vahel (Foti *et al.*, 2000).

Painutus jala mahapanekul, maksimaalne sirutus toeperioodil ja maksimaalne painutus hooperioodil on kolm tähtsat hetke, mida uuritakse, et saada teada nurga muutusi puusaliigeses (Fitzgerald *et al.*, 2002).

Meie uuring näitas, et nurgad puusaliigeses jala mahapaneku hetkel, toe- ja hooperioodil suurenesid teiseks ja kolmandaks trimestriks, mis näitab, et puusaliiges oli rohkem painutatud. Mitmed autorid (Noble, 1982, Murro, 1999) on leidnud, et raseduse

viimaseks trimestriks väheneb puusliigeses sirutusulatus, sest kõhus tekkiva ülevenitustunde tagajärjel naine vähendab liigutuse sooritamise amplituudi.

Sellistest kineetiliste parameetrite muutustest võib järeldada, et rasedusaegsel kõnnil suureneb koormus puusa abduktor- ja ekstensorlihastele. Nende lihasgruppide ülekoormuse tagajärjel esineb rasedatel tihti alaselja-, puusa ja vaagnavöötmevalusid ja ka valusaid lihaskrampe. Eriti ohustavad sellised kaebused rasedaid, kes on inaktiivsed ja kellel on nõrgad lihased (Foti *et al.*, 2000).

Põlveliigese nurga muutuste uurimisel on neli tähtsat hetke: painutus jala mahapaneku hetkel, maksimaalne painutus amortisatsioonifaasis, maksimaalne sirutus tõukefaasis ja maksimaalne painutus hoofaasis (Fitzgerald *et al.*, 2002).

Käesolev uuring näitas, et nurgad põlveliigeses jala mahapaneku hetkel, amortisatsioonifaasis, tõukefaasis kui ka hoofaasis suurenesid oluliselt teiseks ja kolmandaks trimestriks, millest saab järeldada, et raseduse ajal kõnniti rohkem põlvest kõverdatud jalgadega. Põlvest jalgu kõverdades kompenseeritakse tasakaalu halvenemist raskuskeskme ettepoole nihkumisel (Erkkola, 1998). Rasedad kasutavad kõnni ajal rohkem kogu kehatüve, selle asemel, et painutada jalga põlve- ja puusaliigesest (Heckman, Sassard, 1994).

Dorsaalfleksioon jala mahapaneku hetkel, maksimaalne dorsaalfleksioon toeperioodil, maksimaalne plantaarfleksioon hoofaasis ja maksimaalne dorsaalfleksioon hoofaasis on neli tähtsat hetke hüppeliigese uurimisel (Fitzgerald *et al.*, 2002).

Meie uuringu tulemused näitasid, et eelmainitud nurkades toimus dorsaalfleksiooni vähenemine. Sellest saab järeldada, et suurem koormus langeb jala plantaarfleksiooni teostavatele lihastele. Kõnnil sagitaaltasapinnas suurenenud maksimaalne plantaarfleksioon on vastavuses sellega, et kehakaalu suurenedes raseduse käigus kasutatakse rohkem hüppeliigese plantaarfleksiooni teostavaid lihaseid. Suurenenud koormus hüppeliigese plantaarfleksoritele on seotud säärelihaste krambiga, mis omakorda on seotud hormonaalsete ja metaboolsete teguritega (Foti *et al.*, 2000).

Istest püstitõusmise testi tulemused

Istest püstitõusmise võime rasedatel on tähtis tegevus, et säilitada normaalne, funktsionaalne ja iseseisev elu (Schenkman *et al.*, 1996). Kinemaatiline analüüs on ainus võimalus saamaks objektiivset informatsiooni liigete kolmemõõtmelisest (3-D) liikumisest istest püstitõusu ajal (Fitzgerald *et al.*, 2002).

Käesolevas töös uuriti rasedate naiste liigete kinemaatikat istest püstitõusmisel. Painutus istest püstitõusu alguses, maksimaalne painutus, kui puudub kontakt tooliga ja

maksimaalne sirutus seismisel on kolm tähtsat hetke, mida uuritakse, et saada teada nurga muutusi puusaliigeses.

Puusaliigese nurk suurenes oluliselt raseduse käigus nii istudes kui ka seistes, mis näitab suurenenud puusa painutust. Kuna rasedatel esineb suurenenud lumbaallordoosi, siis saab sellest ka järeldada, et puusafleksorid on rohkem pinges. On leitud, et raseduse käigus toimuvad muutused nii üla- kui alaseljas. Ülaselja sirgenemise istudes tingis tõenäoliselt kõhu ümbermõõdu suurenemine raseduse teisest poolest, mil kõrgele tõusnud emakapõhi ei võimalda naisel istuda küürus seljaga (Murro, 1999). Alaselja liikuvus väheneb samuti loote kasvust tingitud kõhu suurenemise tõttu. Kõht saab takistuseks kummardamisel nimmeosale (Murro, 1999).

Põlveliigese nurk istudes vähenes ja seistes suurenes, mis viitab sellele, et istudes on viidud jalad rohkem ettepoole ja seistakse kõverdatud põlvedega. Istudes jalgade ettepoole viimine tasakaalustab keharaskuse suurenemisest tekkiva kehatüve kalde ettepoole. Kui Foti *et al.* (2000) leidsid, et rasedad kasutavad seismisel põlvede ülesirutust, mis võib olla põhjustatud liigete sidemete lõtvumisest, mis relaksiini toimel algab juba esimesel trimestril, siis meie seda oma töös ei täheldanud.

Rasedusaegsed kehalsed muutused mõjutavad istest püstitõusu mehhanismi ja seda just kolmandal trimestril, seega on soovitatav kasutada rasedatel kõrgemaid ja käsitugedega toole, et vähendada koormust liigetele ja ära hoida liigete kahjustusi (Lou *et al.*, 2001).

Kokkuvõtvalt võib öelda, et suurenenud kehakaalust, keha raskuskeskme ümberpaiknemisest ja lihaste ülekoormusest tingituna on kasvanud koormus raseda tugi- liikumisaparaadile. Antud töös rasedate kõnni ajalis-ruumilistes parameetrites suuri muutusi ei esinenud. Täheldasime tendentsi sammutsükli pikkuse ja sammusageduse suurenemisele ja liikumise kiiruse kasvule. Küll aga esines oluline muutus sammu laiuses, mis suurenes teiseks ja kolmandaks trimestriks. See omakorda viitab tasakaalu halvenemisele, mis selgus ka meie tööst. Vertikaalsuunaline kõikumine avatud ja suletud silmadega seismisel raseduse käigus suurenes. Liigete kinemaatiline analüüs näitas suuri muutusi nii kõnnil kui istest püstitõusul raseduse käigus. See omakorda mõjutab liigutuskoordinatsiooni ja keha tasakaalu, koos sellega ka kutsetöö ja igapäevaste toimetustega hakkamasaamist.

6. JÄRELDUSED

1. Raseduse käigus halvenes keha staatiline tasakaal avatud ja suletud silmadega seismisel.
2. Kõnni ajalitest-ruumilistest karakteristikutest suurenes raseduse käigus sammu laius ning hooperioodi protsentuaalne osakaal ja vähenes toeperioodi osakaal. Seejuures kõnni kiiruses, sammutsükli pikkuses ja sammusageduses olulisi muutusi ei esinenud.
3. Kõnni kinemaatilistest karakteristikutest suurenes raseduse käigus anterioorne vaagna kalle ja painutus puusa- ja põlveliigeses kõnni toefaasis.
4. Istest püstitõusmisel suurenes raseduse käigus painutus puusa- ja põlveliigeses.

KASUTATUD KIRJANDUS

1. Ayyappa E. Normal Human Locomotion, Part 1: Basic Concepts and Terminology. JPO. 1997, 10.
2. Beaty C.M., Bhaktaram V.J., Rayburn W.F., Parker M.J., Christensen H.D., Chandrasekaran K. Low backache during pregnancy. Acute hemodynamic effect of a lumbar support. J Reprod Med. 1999, 44: 1007-1011.
3. Berg G., Hammar M., Möller-Nielsen J., Linden U., Thorbald J. Low back pain during pregnancy. Obstet Gynecol. 1988, 71: 71-75.
4. Bird A.R., Menz H.B., Hyde C.C. The effect of pregnancy on footprint parameters. J Am Pod Med Ass. 1999, 89: 405-409.
5. Block R.A., Hess L.A., Timpano E.V., Serlo C. Physiologic changes in the foot during pregnancy. J Am Podiat Med Assn. 1990, 75: 297-299.
6. Bohannon R.W. Sit-to-stand test for measuring performance of lower extremity muscles. Percept Mot Skills. 1995, 80: 163-166.
7. Bronstein A.M., Brandt T., Woollacott M., Nutt J. Clinical Disorders of Balance, Posture and Gait. Second edition. London: Hodder Headline Group 2004.
8. Bullock J.E., Jull G.A., Bullock m.i. The relationship of low back pain to postural changes during pregnancy. Austr J Physiother. 1987, 33: 10-17.
9. Butler E.E., Colon I., Druzin M.L., Rose J. Postural equilibrium during pregnancy: decreased stability with an increased reliance on visual cues. Am J Obstet Gynecol. 2006, 125: 1104-1108.
10. Butler P., Nene A., Major R. Biomechanics of transfer from sitting to standing position in some neuromuscular diseases. Physiotherapy. 1991, 77, 521-525.
11. Calguneri M., Bird H.A., Wright V. Changes in joint laxity occurring during pregnancy. Ann Rheum Dis. 1982, 41: 126-128.
12. Carr C.A. Use of a maternity support binder for relief of pregnancy related back pain. Clin Research. 2003, 32: 495-502.
13. Cheatum B.A., Hammond A.A. Physical Activities for Improving Children's Learning and Behavior. A Guide to Sensor Motor Development. Champaign. United Graphics. 2000.
14. Chou P.H., Yao P.L., Chou Y.L., Hone J.N., Lin T.S. Biomechanical analysis of chair rising in the pregnant women. Biomed Eng Appl, Bais Comm. 2003, 15, 4: 157-159.

15. Clapp S.F.III. The course of labor after endurance exercise during pregnancy. *Am J Obstet Gynec.* 1990, 163: 1799-1805.
16. Clarkson H.M. Functional Application: Hip. *Musculoskeletal Assessment. Joint Range of Motion and Manual Muscle Strength.* 2000, pp:306-313.
17. Csuka M., McCarty D.J. Simple method for measurement of lower extremity muscle strength. *Am J Med.* 1985, 78: 77-81.
18. Davis R.B., Ounpuu S., Tyburski D.S., Gage J.R. A gait analysis data collection and reduction technique. *Human Mov Sci.* 1991, 10: 575-587.
19. Deans A. Raseduse A&O. Suurbritannia, Carroll & Brown Publishers Limited. 2003, 2: 59-81.
20. Dietz V. Human neuronal control of automatic functional movements: interaction between central programs and afferent input. *Physiol Rev.* 1992, 72: 33-35.
21. Doorenbosh C., Harlaar J., Roebroeck M., Lankhorst J. Two strategies of transferring from sit-to-stand; the activation of monoarticular and biarticular muscles. *J Biomech.* 1994, 27: 1299-1307.
22. Dumas G.A., Reid J.G., Wolfe L.A., Griffin M.P. McGrath M.J. Exercise, posture, and back pain during pregnancy. *Clin Biomech.* 1995, 10: 98-103.
23. Ellis M.I, Seedhom B.B., Wright V. Forces in the knee joint whilst rising from a seated position. *J Biomedical Eng.* 1984, 6: 113-20.
24. Engardt M., Ribbe T., Olsson E. Vertical ground reaction force feedback to enhance stroke patients symmetrical body-weight distribution while rising/sitting down. *Scand J Rehab Med.* 1993, 25: 41-48.
25. Erkkola, R. Liikumine raseduse ajal ja pärast sünnitust. *Liikumine ja meditsiin. Medicina, Tallinn.* 1998, 87-88.
26. Fast A., Shapiro D., Ducommun E.J., Friedmann L.W., Bouklas T., Floman Y. Low back pain in pregnancy. *Spine*, 1987, 12: 368-371.
27. Fast A., Weiss L., Ducommun E.J., Medina E., Butler J.G. Low-back pain in pregnancy. Abdominal muscles, sit-up performance, and back pain. *Spine.* 1990, 15: 28-30.
28. Fishbein E.G., Phillips M. How safe is exercise during pregnancy? *J Obstet Gynec Neonatal Nurs.* 1990, 19: 45-49.
29. Fitzgerald R.H., Kaufer H., Malkani A. *Orthopaedics.* Mosby. 2002.
30. Foti T., Davids J.R., Bagley A. A biomechanical analysis of gait during pregnancy. *J Bone Joint Surg Am.* 2000, 82: 625-632.

31. Frankel V. H., Nordin M. Basic Biomechanics of the Skeletal System. Philadelphia: Lea & Febiger, 1980.
32. Franklin M.E., Conner-Kerr T. An analysis of posture and back pain in the first and third trimesters of pregnancy. *J Orthop Sports Phys Ther.* 1998, 28: 133-8.
33. Gage J. The role of gait analysis in the treatment of cerebral palsy. *J Pediatr Orthop.* 1994, 14: 701.
34. Gary L. Soderbrg. Kinesiology. Application to Pathological Motion. USA, 1986, pp. 310-313.
35. Gillear W.L., Brown J.M., Structure and function of the abdominal muscles in primigravid subjects during pregnancy and the immediate postbirth period. *Phys Ther.* 1996, 76: 750-762.
36. Gillear W.J., Crosbie J., Smith R. Static trunk posture in sitting and standing during pregnancy and early postpartum. *Arch Phys Med Rehabil,* 2002, 83: 1739-1744.
37. Gillear W., Crosbie J., Smith R. A longitudinal study of effect of pregnancy on rising to stand from a chair. *J Biomech.* 2008, 41: 779-787.
38. Hansen A., Jenses D.V., Wormslev M., Minck H., Johansen S., Larsen E.C, et al. Symptom-giving pelvic girdle relaxation in pregnancy. II: Symptoms and clinical signs. *Acta Obstet Gynecol Scand,* 1999, 78: 111-115.
39. Heckman J.D., Sassard R. Current concepts review. Musculoskeletal considerations in pregnancy. *J Bone and Joint Surg.* 1994, 76-A: 1720-1730.
40. Hinman R. S., Bennell K.L., Metcalf B.R., Crossley K.M. Balance impairments in individuals with symptomatic knee osteoarthritis: a comparison with matched controls using clinical tests. *Rheumatology* 2002, 41: 1388-1394.
41. Hodge W.A., Carlson K.L., Fijan R.S., Burgess R.G., Riley P.O., Harris W.H., Mann R.W. Contact pressures from an instrumented hip endoprosthesis. *J Bone Joint Surg Am* 1989, 71A: 1378-1386.
42. Humphrey E.C. Gait-Part II. Department of Physical Therapy and Human Movement Sciences, Northwestern University Medical School, Kinesiology 2002.
43. Hutch R., Erkkola R. Pregnancy and exercise – exercise and pregnancy. A short review. *Br J Obstet and Gynec.* 1990, 97: 208-214.
44. Ikeda E.R., Schenkman M.L., Riley P.O., Hodge W.A. Influence of age on dynamics of rising from chair. *Phys Ther* 1991, 71: 473-81.

45. Inman V.T., Ralston H.J., Todd F. Human Walking. William & Wilkins. Baltimore, 1981.
46. Jang J., Hsiao K.T., Hsiao-Wecksler E.T. Balance (perceived and actual) and preferred stance width during pregnancy. Clin Biomech. 2008, 23: 468-76.
47. Kahle W., Leonhardt H., Platzer W. Nervous System and Sensory Organs. Color Atlas/Text of Human Anatomy, vol 3. Stuttgart. 1993.
48. Kirtley C. Clinical Gait Analysis: Theory and Practice, Churchill Livingstone. 2006.
49. Kralj A., Jaeger R., Munih M. Analysis of standing up and sitting down in humans: definitions and normative data presentation. J Biomech. 1990, 23: 1123-1138.
50. Lamoth C.J.C., Meijer O.G., Wuisman P.I.J.M., Van Dieen J.H., Levin M.F., Beek P.J. Pelvis-thorax coordination in transversal plane during walking in subjects with non-specific low back pain. Spine, 2002, 27: 92-99.
51. Lebedeva L. Kõnni biomehaaniliste näitajate iseärasused raseduse teisel trimestril. III aasta uurimustöö. Tartu 2004.
52. Leega A. Skeletilihaste toonusest naistel. Diplomitöö. Tartu. 1993, 34.
53. London A.J. Equipose and international human-subjects research. Bioethics. 2001, 15: 312-32.
54. Lou S.Z., Chou Y.L., Chou P.H., Lin C.J., Chen U.C., Su F.C. Sit-to-stand at different periods of pregnancy. Clin Biomech. 2001, 16: 194-198.
55. Mersy D.J. Health benefits of aerobic exercise. Postgrad Med. 1991, 90: 103-107, 110-112.
56. Moore K., Dumas G.A., Reid J.G. Postural changes associated with pregnancy and their relationship with low-back pain. Clin Biomech. 1990, 5: 169-174.
57. Murro E. Lülisamba- ja vaagnavöötme liikuvuse muutused rasedatel. Bakalaureusetöö. 1999.
58. Nagy L.E., King J.C. Energy expenditure of pregnant women at rest or walking self-paced. Am J Clin Nutr. 1983, 38: 369-376.
59. Nardone A., Tarantola J., Giordano A., Chieppati M. Fatigue effects on body balance. Electroencephal Clin Neurophysiol. 1997, 105: 309-320.
60. Nicholls J.A., Grieve D.W. Performance of physical tasks in pregnancy. Ergonomics 1992, 35: 301-11.
61. Noble E. Essential Exercises for the Childbearing Year. Boston, 1982, pp 82-86.

62. Nyska M., Sofer D., Porat A., Howard C.B., Levi A., Meizner I. Planter foot pressures in pregnant women. *Isr J Med Sci.* 1997, 33: 139-46.
63. Olds S.B., London M.L., Ladewig P.A. Maternal newborn nursing: a family-centered approach. 1988, 323-326.
64. Ostgaard H.C., Roos-Hansson E., Zetherström G. Regression of back and posterior pelvic pain after pregnancy. *Spine.* 1996, 21: 2777-80.
65. Overstall P. Falls and gait disorders in the elderly – principles of rehabilitation. In: Bronstein A., Brandt T., Woollacott M., Nutt J. *Clinical Disorders of Balance, Posture and Gait.* London: Edward Arnold. 2004, pp. 404-421.
66. Pai Y.C., Rogers M.W. Speed variation and resultant joint torques during sit-to-stand. *Arch Phys Med Rehab* 1991, 72: 881-5.
67. Paisley J.E., Mellion M.B. Exercise during pregnancy. *Am Fam Physician.* 1991, 38: 143-150.
68. Pääsuke M., Ereline J. *Inimese liigutustegevuse biomehaanika.* Tartu: Tartu Ülikooli Multimeediakeskus. 2001.
69. Radut D.S. *Kõnnialüüs III.* Tartu Tervishoiu Kõrgkool 2008.
70. Ribas S., Guirro E. Analysis of plantar pressure and postural balance during different phases of pregnancy. *Rev Bras Fisioter.* 2007, 11: 391-396.
71. Rodosky M.W., Andriacchi T.P., Andersson G.B.J. The influence of chair height on lower-limb mechanics during rising. *J Orthop Res* 1989, 7: 266-271.
72. Schauburger C.W., Rooney B.L., Goldsmith L. et al. Peripheral joint laxity increased in pregnancy but does not correlate with serum relaxin levels. *Am J Obstet Gynecol.* 1996, 174: 667-671.
73. Schenkman M., Riley P.O., Pieper C. Sit to stand from progressively lower seat heights – alterations in angular velocity. *Clin Biomech* 1996, 11: 153-158.
74. Seedhom B.B., Terayama K. Knee forces during the activity of getting out of a chair with and without the aid of arms. *Biomed Eng* 1976, 11: 278-282.
75. Shrock, P. *Exercise and Physical Activity During Pregnancy // Gynecology and Obstetrics.* Vol.2. Chap. 15. Philadelphia, 1984.
76. Stureson B., Uden G., Uden A. Pain pattern in pregnancy and „catching“ of the leg in pregnant women with posterior pelvic pain. *Spine,* 1997, 22: 1880-1883.
77. Su F.C., Lai K.A., Hong W.H. Rising from chair after total knee arthroplasty. *Clin Biomech* 1998, 13: 171-181.

78. Sundgot-Borgen J. Physical activity and reproductive health. *Tidsskrift for den Norske Laegeforening*. 2000, 20: 3447-3451.
79. Sutherland D.H., Olhsen R.A., Biden E.N., Wyatt M.P. *The Development of Mature Walking*. Oxford, Blackwell Scientific Publications. 1988.
80. Tang P.F., Wollacott M.H. Balance control in older adults. In: Bronstein A., Brandt T., Woollacott M., Nutt J. *Clinical Disorders of Balance, Posture and Gait*. London: Edward Arnold 2004, pp. 385-403.
81. Tiigimäe P. Rasedate tervisekäitumine. Bakalaureusetöö. Tartu. 2004.
82. Tiit M. Vesivõimlemise mõjust rasedate skeletilihaste toonusele. Bakalaureusetöö. 2001.
83. Valgesoo T. Rasedusaegse kehalise aktiivsuse ja sünnituseks ettevalmistuse mõju rasedustulemusele. Magistritöö. Tartu 2001.
84. Wall J.C. Walking. In: Durward B.P., Baer G.D., Rowe P.J. *Functional Human Movement. Measurements and Analysis*. Oxford, Butterworth-Heinemann 2001, pp. 93-105.
85. Westcott S.L., Lowes L.P., Richardson P.K. Evaluation of postural stability in children: current theories and assessment tools. *Phys Ther*. 1997, 77: 629-645.
86. Whitcome K.K., Shapiro L.J., Lieberman D.E. Fetal load and the evaluation of lumbar lordosis in bipedal hominis. *Nature*. 2007, 450: 1075-1078.
87. Whittle M.W. *Gait Analysis: An Introduction*. Butterworth Heinemann. 2003.
88. Winter D.A. *The Biomechanics and Motor Control of Human Gait. Normal, Elderly and Pathological*. University of Waterloo Press, Canada. 1991.
89. Wu W.H., Meijer O.G., Bruijn S.M., Hu H., Van Djeen J.H., Lamoth C.J.C., Royen B.J., Beek P.J. Gait in pregnancy-related pelvic girdle pain: amplitudes, timing and coordination of horizontal trunk rotations. *Eur Spine J*. 2008, 17: 1160-1169.
90. Wu W., Meijer O.G., Jutte P.C., Uegaki K. et al. Gait in patients with pregnancy-related pain in the pelvis: an emphasis on the coordination of transverse pelvic and thoracic rotations. *Clin Biomech.*, 2002, 17: 678-686.
91. Wu W., Meijer O.G., Wuisman P.I.J.M., Van Djeen J.H., Van de Langeberg R.W., Hamersma L. Pregnancy related pain in the pelvis (PPP). I: Terminology, prevalence, and Symptoms., *Nederlands Tijdschrift voor Oefentherapie-Mensendieck* 2001, 1: 25-34.

92. Öunpuu S., Gage J.R., Davis R.B. Three-dimensional lower extremity joint kinetics in normal pediatric gait. *J Pediatr Orthop.* 1991, 11: 341.

A biomechanical analysis of body balance, gait and sit-to-stand at different periods of pregnancy

Piret Suur

SUMMARY

There are many anatomical changes during pregnancy that could potentially lead to substantial alterations in gait, sit-to-stand from chair or decrease the body balance. These deviations may contribute to a variety of musculoskeletal overuse conditions associated with pregnancy, such as low-back, hip and calf pain. Because we are aware of little research on this topic, the purpose of this study was to objectively analyze gait, chair rising and body balance during pregnancy.

In the present study 12 pregnant women from Tartu city were assessed in the 1st (pregnancy from 13 to 16 weeks), 2nd (22 to 26 weeks) and 3rd (34 to 36 weeks) trimester of pregnancy. Subjects average age was $24 \pm 2,5$ ($\bar{X} \pm SD$) years.

The research was conducted in Laboratory of Kinesiology and Biomechanics University of Tartu. Joint kinematic data were collected using a modern high-tech optical electronic complex device BTS Elite 2002 created by BTS Bioengineering company (Milan, Italy). Measurements of postural sway during standing were performed on force platform (Russia).

No significant differences were found in walking velocity, stride length or cadence between experimental conditions. A significant increase in step width and swing time and decrease in stance time was observed during pregnancy. In sagittal plane, a significantly change during walking was observed in pelvic tilt, hip and knee joint angles. During sit-to-stand was observed greater movement amplitude in hip and knee joint. Also, measuring body balance, was observed a significant increase in vertical postural sway amplitude during pregnancy.