

TARTU ÜLIKOOL
Kehakultuuriteaduskond
Spordibioloogia ja füsioteraapia instituut

Piret Laus

LIHASJÕU JA KÖNNIFUNKTSIOONI
NÄITAJAD KESK- JA VANEMAEALISTEL
NAISTEL

Magistritöö

liikumis- ja sporditeaduste erialal

(kinesioloogia ja biomehaanika)

Juhendaja: prof. Mati Pääsuke

Tartu 2006

SISUKORD

Avaldatud publikatsioonid	3
Töös kasutatud lühendid	5
Sissejuhatus	6
1. Kirjanduse ülevaade	7
1.1. Vananemisega kaasnevad muutused närvi-lihasaparaadis	7
1.2. Vananemisega kaasnevad muutused kesknärvisüsteemis	11
1.3. Vananemisega kaasnevad muutused kõnnifunktsioonis	12
1.4. Vananemisega kaasnevad spetsiifilised muutused naise organismis	23
2. Töö eesmärk ja ülesanded	25
3. Töö meetodika	26
3.1. Vaatlusaluste kontingent	26
3.2. Meetodid	27
3.3. Uuringu korraldus	34
3.4. Andmete statistiline analüüs	34
4. Töö tulemused	35
4.1. Isomeetriline maksimaaljõud	35
4.2. Reie nelipealihase isokineetilise jõu näitajad	35
4.3. Kõnni ruumilised ja ajalised parameetrid	35
4.4. Liigeste kinemaatika kõnnil sagitaalatasapinnas	40
4.5. Ankeetküsitluse tulemused	40
5. Töö tulemuste arutelu	46
6. Järeldused	56
Kasutatud kirjandus	57
Summary	67
Lisad	68

AVALDATUD PUBLIKATSIOONID

Artiklid rahvusvahelistes ajakirjades:

1. Pääsuke M., Ereline J., Gapeyeva H., Sirkel S., **Sander P.** (2000). Age-related differences in twitch contractile properties of plantarflexor muscles in women. *Acta Physiologica Scandinavica* 170 (1): 51-57.
2. Pääsuke M., Ereline J., Gapeyeva H., **Sander P.**, Sirkel S. (2002). Twitch potentiation capacity of plantarflexor muscles in women with increasing age. *Biology of Sport* 19 (3): 213-223.

Artiklid kohalikes kogumikes:

1. Pääsuke M., Ereline J., Gapeyeva H., **Sander P.** (2000). Age-related differences in vertical jumping performance in women. *Acta Kinesiologiae Universitatis Tartuensis* 5: 93-104.
2. Pääsuke M., Ereline J., Gapeyeva H., Sirkel S., **Sander P.** (2000). Maximal and body-mass related knee extension isometric strength in women of increasing age. *Papers on Anthropology IX*. Tartu: Tartu University Press, pp. 162-170.
3. Pääsuke M., Ereline J., Gapeyeva H., Sirkel S., **Sander P.** (2000). Sääre kolmpealihase kontraktiilsed omadused erinevas vanuses naistel. *Kehakultuuriteaduskonna teadus- ja õppemetoodiliste tööde kogumik VIII*. Tartu, lk. 201-211.
4. Pääsuke M., Ereline J., Gapeyeva H., Sirkel S., **Sander P.** (2000). Sääre kolmpealihase kontraktiilsed omadused noortel, kesk- ja vanemaealistel naistel. Konverentsi "Teadus, sport ja meditsiin" kogumik. Tartu: Atlex, lk. 81-83.

Konverentside teesid:

1. Sirkel S., **Sander P.** (2000). Age-related differences in twitch contractile properties of plantarflexor muscles in women. *Abstracts of the 6th International Conference on Sports Sciences for Young Scientists*. Tartu, 45-46

2. **Sander P.** (2000). Noorte, kesk- ja vanemaaliste naiste motoorse võimekuse analüüs. Kehakultuuriteaduskonna II üliõpilaste teaduslik konverentsi teeside kogumik. Tartu, lk. 22
3. **Sander P.** (2001). Motoorse võimekuse ealised iseärasused naistel. Kehakultuuriteaduskonna III üliõpilaste teadusliku konverentsi teeside kogumik. Tartu, lk. 26

***Märkus:** Piret Lausi endine perekonnanimi oli Sander

TÖÖS KASUTATUD LÜHENDID

BMI -	kehamassi indeks
CCD-	tehnoloogia liik, kus värvid leitakse arvutuse teel
EMG -	elektromüograafia, elektromüogramm
KNS -	kesknärvisüsteem
3-D -	kolmedimensionaalne
L-DOPA-	levodopa

SISSEJUHATUS

Keskeas leiavad naise organismis aset spetsiifilised hormonaalsed muutused, mis mõjutavad nii tema vaimset kui ka füüsilist tervist. Naissuguhormoonide langus organismis ei võta naiselt ainult võimaluse paljuneda, vaid põhjustab ka ulatuslikke morfo-funktsionaalseid muutusi skeleti ja lihaste süsteemis. Mida vanemaks naised saavad, seda rohkem nad oma tervisest räägivad. Üks põhjustustest on see, et mida suuremat arvu küünlaid kannab meie sünnipäevatornt, seda rohkem kimbutavad meid ka kõikvõimalikud tervisehädad. Geneetiliste ja keskkonnafaktorite kõrval mõjutab inimese tervist ka kehaline aktiivsus. On teada, et miski ei ohusta inimest rohkem kui hüpokineesia - pikaajaline kehaline inaktiivsus.

Organismi vananemisel inimese motoorne võimekus väheneb. Kuigi vananemisega seotud muutusi organismis on küllaltki palju uuritud, ei teata täpselt, millal ühe või teise motoorse süsteemi lüli funktsionaalne seisund hakkab oluliselt langema. Näiteks ei ole selge, kui palju langevad motoorse võimekuse näitajad alates 20. eluaastast kuni 50. eluaastani, samuti milline on nende langus pärast 50. eluaastat ning kas see langus on kõikides näitajates lineaarne. Nende küsimuste selgitamine on oluline seoses vanemate inimeste igapäevase toimetuleku probleemiga, samuti nende kehalise vormisoleku eest hoolitsemisega.

Käesolevas töös võrreldi lihasjõu näitajaid, mis peegeldavad inimese üldist motoorset funktsiooni ja selle muutumise dünaamikat keskealistel (45-56-aastastel) ja vanemaealistel (62-71-aastastel) naistel. Samuti uuriti, kuidas on muutunud kõnnifunktsioon kesk- ja vanemaealistel naistel. Alajäsemete sirutajalihaste funktsionaalsest võimekusest sõltuvad suurel määral sellised igapäevaelu toimingud nagu kõnd, istest püstitõus ja keha tasakaal seismisel ja liikumisel. Seepärast on uuritud näitajad väga olulised seoses inimese elukvaliteedi säilitamisega ja parandamisega.

Töö tulemused võivad pakkuda huvi eelkõige vananemist uurivatele teadlastele – gerontoloogidele, samuti vanemaealistega tegelevatele sporditreeneritele ja füsioterapeutidele ning teistele tervishoiu spetsialistidele.

1. KIRJANDUSE ÜLEVAADE

1.1. Vananemisega kaasnevad muutused närvi-lihasaparaadis

Vananedes väheneb lihaskiudude hulk skeetilihastes (sarkopeenia) (Vandervoort 2002). Et lihaskiud ei uuene, ei saa seda vältida ka kehalise treeninguga (Macaluso, De Vito 2004). On teada, et aktiivses lihases lihaskiud jämenevad, inaktiivses aga peenenevad (atrofeeruvad) kiiresti. Ka vananedes toimub seoses üldise liikumisaktiivsuse vähenemisega lihaskiudude atrofeerumine. Atrofeeruv lihaskude kaotab kontraktiilseid valke ja selles väheneb ka lihasensüümide, näiteks kreatiinkinaasi hulk. Inaktiivsusest põhjustatud lihaste atrofeerumist saab vanematel inimestel aeglustada korrapärase kehalise treeninguga (Macaluso, De Vito 2004). Treeningu tagajärjel lihaskiud paksenevad, taastub nende ensüümi- ja valgusisaldus ning suureneb lihaste jõugenereerimise võime (Häkkinen *et al.* 1995; Tilvis, Sourander 1996).

Üldise arusaama järgi toimub vananedes järkjärguline lihasjõu langus. Samas on aga leitud, et kuni 40. eluaastateni säilib lihasjõud suhteliselt stabiilsena. Isomeetiline jõud saavutab maksimaalse väärtuse umbes 20. eluaastaks. Kuni 50. eluaastani langeb jõud aeglaselt, ent peale seda lihasjõu langus kiireneb. Sealjuures 60- kuni 80-aastastel on isomeetiline jõud paljudes lihasgruppides langenud võrreldes noorte täiskasvanutega (20-aastastega) ligikaudu 20-40% (Barclay 1993). Lihasjõu üleüldine vähenemine seoses vananemisega on ligikaudu 30-40% (Macaluso, De vito 2004). On näidatud, et 65. eluaastaks on lihasjõud noortega võrreldes langenud keskmiselt 25% (Asmussen 1980).

On täheldatud, et lihaste staatilise ja dünaamilise jõu ning liigutuste kiiruse langus vananedes on seotud rasvavaba massi vähenemisega (Asmussen 1965; Macaluso, De Vito 2004). Seejuures staatiline ja dünaamiline lihasjõud langeb vananedes sama palju kui rasvavaba mass (Allen 1960). Üle 70-aastastel inimestel on leitud 35-59%-list maksimaalse staatilise ja dünaamilise jõu (Davies, White 1983; Borges 1989) ning 25-33% lihasmassi vähenemist (Lexell *et al.* 1983). Seos staatilise ja dünaamilise jõu ning lihase ristlõikepindala vahel on konstantne sõltumata elueast (Young 1986). See ei ole kindlasti aga absoluutne, kuna vananemisega muutuvad ka lihase kontraktiilsed

omadused, mootorsete ühikute rekruteerumise võime ja rasv- ning sidekoe hulk lihastes (Borkan *et al.* 1983). Uuringud on näidanud, et lihaste rasvavaba mass ei muutu ka elu 7-ndasse dekaadi jõudmisel juhul, kui vaatlusalused säilitasid konstantse kehalise aktiivsuse taseme (Kavanagh, Shephard 1990; Macaluso, De Vito 2004).

Lihaste funktsionaalse võimekuse vähenemine vananemisel võib olla põhjustatud ka lihaskiudude hulga ja mõõtmete vähenemisest, lihaskiudude erutuse ja kontraktsiooni sidestusmehhanismi funktsiooni häirumisest ja/või kõrge rekruteerimislävega kiirete mootorsete ühikute vähenenud aktivatsioonist (MacClennan *et al.* 1980; Vandervoort 2002). Samuti võib lihaste funktsiooni nõrgenemine olla tingitud kiirete (II tüüpi) lihaskiudude arvu vähenemisest või nende atroofiast (Davies, White 1983; Lexell 2000). Üle 70-aastastel toimub aga kiirete lihaskiudude progressiivne vähenemine lihastes (Aniansson, Gustaffson 1981). Kiirete ja aeglaste lihaskiudude suhte muutumist vananevas lihases seletatakse eelkõige kas kiirete kiudude atroofiaga või aeglaste kiudude selektiivse kompensatoorse hüpertroofiaga (Vandervoort 2002). Uuringud naiste väikese rinnalihase näitel on näidanud, et aeglaste (I tüüpi) kiudude arv vähenes, samal ajal nende kiudude läbimõõt aga suurenes pärast 60. eluaastat (Sato 1984).

Lihaste atroofiat ja lihaskiudude kompositsiooni muutusi vananevas lihases seletatakse lihaskiudude motoorse lõpp-plaadi funktsioneerimise langusega (Barker, Ip 1965). Vananevas lihases on oluliselt halvenenud erutuse ülekannet neuromuskulaarsetes sünapsites, kuna on vähenenud sünaptiline pind eelkõige postsünaptilise membraani voldilisuse vähenemise arvel. Samuti toimub vananedes kolinoretseptorite degradatsioon postsünaptilisel membraanil. Ka kehalise aktiivsuse vähenemine on üks peamistest põhjustest, miks perifeerse närvi-lihasaparaadi võimekus vanemas eas väheneb (Deschenes *et al.* 1994). Nende negatiivsete morfoloogiliste muutuste ulatust neuromuskulaarsel tasandil on vananemisel võimalik aeglustada kehalise aktiivsuse taseme säilitamisega (Andonian, Fahim 1987). Motoorse lõpp-plaadi funktsioneerimise langus on suurem kiiretes kui aeglastes lihaskiududes. Muutused kiirete ja aeglaste lihaskiudude protsentuaalses jaotumises võivad olla põhjustatud erinevusest de- ja reinnervatsiooni protsessis (Stebbins *et al.* 1985).

Vananemisega kaasnevad märgatavad muutused mootorsete ühikute arvus ja suuruses (Macaluso, De Vito 2004). Muutused mootorsete ühikute funktsioneerimises

peegelduvad lihaste EMG aktiivsuses, mis seoses ealiste muutustega on täheldatavad eriti pärast 60.-70. eluaastat (Campell *et al.* 1973; Macaluso, De Vito 2000). Ikai *et al.* (1967) täheldasid ligi 30%-list jõu kasvu supramaksimaalse tetaanilise elektrostimulatsiooni ajal võrreldes lihaste tahtelise maksimaaljõuga, mis näitas, et maksimaalsel tahtelisel kontraktsioonil ei ole võimalik kõikide mootorsete ühikute rekruteerimine. Mootorsete ühikute rekruteerimise probleemid on eriti märgatavad vanematel inimestel. Seega võib vananemisega seoses olev kehalise aktiivsuse vähenemine olulisel määral kaasa aidata lihasjõu vähenemisele seoses mootorsete ühikute rekruteerimise võime halvenemisega (Secher 1978). Samal ajal Vandervoort ja McComas (1986) põhjendavad lihaste jõu alanemist seoses vananemisega pigem kiirete lihaskiudude selektiivse atroofiaga kui muutustega mootorsete ühikute rekruteerimises.

Lihaste jõu langus vananemisel toimub aeglasemalt ülajäsemetes võrreldes alajäsemetega (McDonagh, 1984; Lynch *et al.* 1999). McDonagh (1984) leidis, et vanemaerialistel (üle 65-aastastel) oli sääre kolmpealihase jõud ligikaudu 40% ja küünarvarre painutajalihase jõud vaid 20% väiksem kui noortel (20-aastastel). Kehaline treening mängib suurt rolli lihaste funktsiooni säilitamises ja nende funktsiooni nõrgenemise ärahoidmises vanemas eas. Eriti on seda täheldatud alajäsemetelihaste treenimisel, kusjuures nende lihaste jõud võib jõutreeningu tulemusena suurendada ligikaudu 10% (Mertens 1978).

Uurides isokineetilise dünamomeetria meetodil vananemise mõju sääre sirutaja- ja painutajalihaste poolt arendatavale võimsusele naistel leiti, et mõlema lihasgrupi võimsus vähenes lineaarselt liigutuse kiirusega (nurkkiirusega) kõikidel vanusegruppidel (Stanley, Taylor 1991). Noortel oli igal uuritud nurkkiirusel võimsus suurem. Need erinevused lihaste poolt arendatavas võimsuses suurenesid koos nurkkiiruse kasvuga ja maksimaalne võimsus ilmnis 30-aastastel sellise nurkkiiruse puhul, mille juures kahel vanemal grupil (60- ja 70-aastased) võimsus langes. Samuti leiti antud uuringu põhjal, et nooremad arendasid pingutusel suuremat maksimaalset jõumomenti (absoluutset ja nurgaspetsiifilist) ja seega ka suuremat keskmist jõumomenti. Samuti saavutasid nooremad liigutuse sooritamise maksimaalse jõumomendi kiiremini.

Sääre kolmpealihase kontraktiilsete omaduste uuringud labajala plantaarfleksioonil näitasid, et tahteline isomeetriline maksimaaljõud oli tunduvalt väiksem vanemal

grupil (keskmine vanus 82 aastat) võrreldes noortega (keskmine vanus 26 aastat). Ka oli vanemate grupis lihaste kontraktsioonikiirus langenud võrreldes noorema grupiga (Vandervoort, Hayes 1989).

Erinevad uuringud on näidanud, et vanematel inimestel lihasvastupidavus suureneb. Üks seletus suurenenud lihasvastupidavusele vanemaealistel on muutunud lihaskiudude jaotus lihases. Kiiretel lihaskiududel on aeglaste kiududega võrreldes laktaatdehüdrogenaasi (LDH) suurenenud aktiivsus, suurem laktaadi produktsiooni tase lihastööl ja seoses sellega kiirem väsimuse algus. Vanemaealistel on aga kiireid lihaskiude vähem kui noortel ja seoses sellega ilmneb neil suhteliselt suurem lihaste vastupidavus (Essen, Haggmark 1975).

Toolilt püsti tõusmine on igapäevaelus üks oluline ülesanne. Vanematel inimestel on toolilt püsti tõusmine sageli raskendatud, kuna neil on vähenenud nii alajäsemete sirutajalihaste jõud kui ka halvenenud liigutuste koordineerimine (Gross *et al.* 1998). Toolilt püsti tõusmiseks on vajalik arendada suhteliselt suurt jõumomenti põlve- ja puusaliigestes nende liigete telgede suhtes, samuti eeldab see head tasakaalu kontrolli (Rodosky *et al.* 1989). Vananemisel süveneb rinnaosa küüfoos, keha raskuskese siirdub ette ning tekib painutatud kehahoiak, mis põhjustab kukkumisi ja segab igapäevaelu tegevuste sooritamist, sealjuures ka istest püstitõusmist ja kõndi. Istest püstitõusmist mõjutab ka reie nelipealihase funktsionaalse võimekuse langus. Uuringud on näidanud, et suurema reie nelipealihase jõuga vanemad inimesed suutsid kiiremini toolilt püsti tõusta ning säilitasid pärast püstitõusmist ka paremini keha tasakaalu seismisel (Scarborough *et al.* 1999). Uuringust, milles osalesid noored (keskmise vanusega 24,2 aastat) ja vanemaealised (keskmise vanusega 70,1 aastat) naised, selgus, et nooremad vaatlusalused sooritasid istest püstitõusu testi oluliselt kiiremini kui vanemad vaatlusalused (Gross *et al.* 1998).

Vananedes toimub keha tasakaalu kontrollivate süsteemide degeneratsioon. Suureneb kukkumiste arv ning see muudab inimese elukvaliteeti. Tasakaalu tagamisel osalevad kolm peamist sensoorset süsteemi: visuaalne, vestibulaarne ja sensomotoorne süsteem (Winter 1995). Vananemine mõjutab kõiki kolme sensoorset süsteemi ning ka närvisüsteemi võimet töötada läbi neist saadavat informatsiooni ning rakendada seda kiiresti tööse keha tasakaalu regulatsioonil (Daubney, Culham 1999). Uuringust, milles võrreldi nooremaid (20-35-aastasi) ja vanemaealisi inimesi (60-75-aastasi) selgus, et vanematel inimestel oli keha stabiilsus väiksem ning keha

kõikumine nii avatud kui ka suletud silmadega seismisel suurem kui noortel. Seejuures soolisi erinevusi ei leitud (Bretz, Lee 1995). Ka Overstall kaasautoritega (1997) on leidnud, et vananemisel keha tasakaal seismisel halveneb ning vanematel inimestel esinevad suuremad keha kõikumised võrreldes noorematega nii ette-taha kui ka külgsuunas. Seevastu Ring ja kaasautorid (1989) uurisid keha tasakaalu näitajaid seismisel 17-79-aastastel, kellel ei olnud esinenud kukkumisi. Uuringust selgus, et keha ette-taha suunaline kõikumine seismisel suurenes vanuse kasvades ning visuaalse info ärajäämisega (silmad kinni seismisel) kaasnes veelgi märgatavam tasakaalu häirumine kõigil vanusegruppidel. Samas ei leitud keha külgsuunalise kõikumise suurenemist seismisel vanuse kasvades.

1.2. Vananemisega kaasnevad muutused kesknärvisüsteemis

Vanemisega kaasneb närvisüsteemi funktsioneerimise langus. Uuringud näitavad, et isegi kahjustuse või haiguse puudumisel organismis on vanematel inimestel aeglustunud peaaegu funktsioneerimine (Wyatt *et al.*1986). See langus ei väljendu niivõrd oluliselt intellektuaalsetes võimetes, kuivõrd ajuprotsesside kulgemise kiiruses, kusjuures ajuprotsesside aeglustumine põhjustab aga omakorda intellektuaalsete võimete languse.

Peamiseks muutuseks KNS-is on peaaegu atroofia. Seejuures toimub nii ajukoore rakkude arvu vähenemine kui ka ajuvatsakeste suurenemine. Süvenevad ajukurdude vahelised vaod. Kahekümne viienda ja 70. eluaasta vahel kaotab peaaegu oma massist keskmiselt 100 g ja see kehtib nii naiste kui ka meeste kohta. Seega kaotab peaaegu eluea jooksul ligikaudu 7% oma massist. Ajumassi vähenemine seoses vanusega ei ole lineaarne, atroofia kiireneb pärast 60. eluaastat. Atroofia kulgeb erinevalt ka erinevate ajukudedes puhul. Kahekümnenda ja 50. eluaasta vahel atrofeerub hallaine (ajukoor) kiiremini kui valgeaine, kusjuures valgeaine atrofeerub ajukoorest kiiremini 70. ja 90. eluaasta vahel. On leitud, et naistel algab aju intensiivne atroofia keskmiselt peale 60. ja meestel 70. eluaastat (Victoroff 1994, Tilvis 1996).

Aju atroofia ja neuronite hävimine toimub ajupiirkonniti selektiivselt. Kõige enam mõjutab atroofia neuronite kihte suuraju koostises. Olulist KNS-i funktsionaalse võimekuse langust selline neuronite arvu vähenemine ei tekita. Kaheksakümne aastastel inimestel on peaaegu neuronite arv alanenud ligi kolmandiku võrra võrreldes

20. aastastega. Ea kasvades närvirakkude haavatavus suureneb ja sõltuvalt väliste ja sisemiste tegurite toimest hakkub erineva kiirusega ja erinev arv neuroneid. Samas on leitud ka seda, et ei toimu mitte ainult neuronite hävimine, vaid ka nende degeneratsioon. Täheldatud on ka püramiidrakkude ja Purkinje rakkude kadu seoses vananemisega. Vaidlustatav on see, mis juhtub vananemise käigus koorealuste tuumade ehk põhimiktuumadega. Üldjuhul sensoorsed ja motoorsed tuumad ei muutu seoses vananemisega. Mõned tuumad, mis on seotud mediaatorainete produktsiooniga, kaotavad neuroneid (Victoroff 1994, Tilvis 1996).

Vananemisel toimuvad morfo-funktsionaalsed muutused neuronite dendriitides, mis moodustavad neuronitevahelise kommunikatsioonivõrgu. Ajukoore tasandil ilmneb vähenenud dendriitide hargnevus kõige enam III ja V kihis, mis võib avaldada mõju informatsiooni töötlemisele assotsatsioonikorteksis. Suured püramiidrakud motokorteksis kaotavad osa oma dendriitidest. Aksonid võivad kaotada osa müeliinkihist ja paisuda. Muutub ka neuronite vaheliste sünapsite struktuur, mis võib olla põhjustatud muutustest dendriitides, kuid see võib olla ka iseseisev protsess. Vanematel inimestel võrreldes noorte täiskasvanutega on ligikaudu 13% vähem sünapseid peaaegu frontaalkorteksis. On täheldatud, et paralleelselt osade neuronite hävimisega ja oma dendriitide kaotamisega võivad teised neuronid tegelikult laiendada oma dendriitide võrku. Plastilisus on üks omadus, mis iseloomustab aju säilitamiseks tema funktsioone. Vananedes aju plastilisus küll väheneb, kuid ei kao (Barclay 1993, Victoroff 1994).

1.3. Vananemisega kaasnevad muutused kõnnifunktsioonis.

Kronoloogilise vanuse suurenemisega muutub inimesel ka kõnnifunktsioon. Kui palju see mõjutab tema elukvaliteeti ja aktiivset elulaadi on väga individuaalne. Haiguste puudumisel mõjutab normaalse kõnni häirumine ligikaudu 13% vanuritest, tuues endaga kaasa kerge vaegurluse (Larish 1988). Seoses sellega võib öelda, et eksisteerib tugev seos kõnnifunktsiooni ja vanurite iseseisvuse vahel. Muutused kõnnifunktsioonis toovad endaga kaasa olulisi funktsionaalseid häireid. Seepärast on nende avastamine, ennetamine ja kõrvaldamine saanud üheks oluliseks nähtuseks geriaatrias. Informatiivne hindamine, kehaline treening ja rehabilitatsiooni programm saavad toimuda ainult juhul, kui saadakse aru, kuidas vananemine mõjutab

kõnniprotsessi. See ei tähenda ainult kõnnimustri hindamist ja korrigeerimist, vaid eeldab ka arusaamist neid muutusi esilekutsuvate morfo-funktsionaalsetest nihetest liikumisaparaadis vananemise käigus, millest oli juttu juba eespool.

Vananemise mõju kõnnifunktsioonile on uuritud üsna vähe. On uuritud kõnnimustri muutusi, kuid see on osutunud üsna keeruliseks. Raske on hinnata muutuste ulatust ja laadi kõnnifunktsioonis, mis on seotud ainult vananemise protsessi endaga ja mitte patoloogiliste muutustega motoorses süsteemis vananemise käigus.

Suurem osa sellelaadsetest uuringutest on keskendunud muutuste kirjeldamisele kõnni ajalistes ja ruumilistes parameetrites, näiteks kõnni kiiruses, sammu pikkuses, toeperioodi ja hooperioodi kestuses, sammu sageduses, kaksiktoe perioodi kestuses ning sammu laiuses. On leitud, et põhiliseks vanusega seotud kõnnimustri muutuseks on kõnni kiiruse vähenemine vabalt valitud tempoga kõnni korral (Imms 1981). Ka sammu sageduse ja laiuse suurenemine, kaksiktoefaasi kestuse suurenemine ning hoo- ja toeperioodi kestuse suhte vähenemine on peamisteks muutusteks, mis vananemise käigus aset leiavad (Larish 1988).

Paljud uuringud on küll võimaldanud saada laialdast informatsiooni kõnnifunktsiooni kohta, kuid siiski pole need andmed alati olnud piisavalt usaldusväärsed. Puuduseks peetakse võimalust vaatlusalusel kõndida vabalt valitud kiirusega. Kõnni ajalised ja ruumilised parameetrid sõltuvad kõnni kiirusest. Seetõttu raskendab vabalt valitud kiirusega puhul kõnni just erinev kiirus, millega vaatlusalused tegelikult kõnnivad, parameetrite võrdlemist. Näiteks väga kiire kõnd saavutatakse tavaliselt sammu pikkuse suurendamise teel. Kiire kõnni puhul esineb oluliselt suurem liikumise ulatus hüppeliigeses, põlveliigeses ja puusaliigeses kui vabalt valitud kiirusega kõnnil (Inman 1981, Winter 1983). Seepärast on soovitatav, et uuringutes oleks vaatlusalustel sarnane kõnni kiirus.

Olulise märkusena tuleb öelda, et kõnnianalüüsil ei ole ainult ajaliste ja ruumiliste karakteristikute registreerimine kuigivõrd informatiivne. Ajalis-ruumilised parameetrid annavad informatsiooni kõndi kontrollivatest mehhanismidest ja kõnnifunktsioonis aset leiduvatest muutustest. Informatiivne kõnnianalüüs peab andma ka võimaluse analüüsida muutunud kõnniparameetreid ja nõuab seetõttu multidistsiplinaarset lähenemist. Ühe võimalusena tuleb vanemaliste inimeste kõnnifunktsiooni hindamisel arvesse energiakulu määramine kõnnil ja selle alusel

kõnni ökonoomsuse iseloomustamine. Üldiselt hinnatakse seda hapnikutarbimise alusel teatud distantsi läbimisel. Kinnitust on leidnud fakt, et vanemaealised kulutavad rohkem energiat kõnnil sama distantsi läbimiseks võrreldes nooremaealistega (Larish 1988).

On tehtud uuring (Crowninshield 1978), mille käigus registreeriti võrdlevalt kõnni ajalised ja ruumilised karakteristikud noortel ja vanemaealistel, kusjuures oluline rõhk pandi kindlale kõnni kiirusele. On teada, et kui anda vanematele inimesele vabadsus kõndida iseendale sobiva kiirusega, siis on nende kõnd aeglasem võrreldes nooremate inimestega ning neil lüheneb ka sammu pikkus. Kõnni kiirus sõltub eelkõige sammu pikkusest ja sagedusest. Samas näitab sammu pikkuse lühenemine seda, et sammu sagedus suureneb. Nimetatud uuringu puhul kõndisid vaatlusalused kolme erineva kiirusega - vabalt valitud kiirusega, kiirusega 0,81 m/s ja 1,34 m/s. Ilmnes, et mida suurem oli kõnni kiirus, seda pikemad sammud tehti (sammu pikkus suurenes kõnnil kiirusega 0,81m/s ja 1,34 m/s). Vastuolu leiti vanuse ja kõnni kiiruse vahel. Nimelt ilmnes vanemate inimeste puhul sammu pikkuse lühenemine kõige kiirema kõnni puhul (1,34 m/s), kuid mitte kõnni kiiruse juures 0,81m/s. Vabalt valitud kõnni kiiruse juures kõndisid vanemaealised (keskmine vanus 73,5 aastat) vaatlusalused oluliselt aeglasema tempoga kui nooremaealised (keskmine vanus 27,5 aastat) ning nende sammu pikkus oli oluliselt lühem. Antud uuringust järeldeb kaks tähtsat aspekti. Esiteks, ealised muutused sammu pikkuses sõltuvad kõnni kiirusest, mille juures parameetrid registreeritakse. Sammu pikkuse erinevused nooremaealistel ja vanemaealistel ilmnevad, kui kõnni kiirus suureneb. Teiseks, strateegia, mida kasutavad vanemaealised inimesed kiire kõnni saavutamiseks on erinev, võrreldes nooremaealistega. Kõnni kiiruse suurenemine saavutatakse kas sammu pikkuse suurenemise läbi, sammu sageduse suurenemise läbi või nende mõlema kombinatsiooni tulemusena. Vähenenud sammu pikkus kiirel kõnnil (1,34 m/s) vanemaealistel kompenseeriti sammu sagedusega, mida noorematel ei täheldatud. Seega nooremaealised ja vanemaealised kasutavad erinevaid kombinatsioone sammu pikkusest ja sammu sagedusest kiirel kõnnil.

Ühe põhjusena, miks sammu pikkus kiirel kõnnil vanemaealistel väheneb on liigete liikumise ulatuse vähenemine ning seda peamiselt puusaliigeses. Seda võivad põhjustada ka teised liikumisaparaadis aset leidvad muutused, näiteks lihasjõu

alanemine. Samas võib lühenenud sammu pikkusele viidata ka ökonoomsuse vähenemine kõnnil (Larish 1988).

Miks vanemaealistel on lühem sammu pikkus ja sellest tulenevalt suurem sammu sagedus võrreldes noortega kiirel kõnnil? Vanemaealistel võivad olla füüsilised piirangud sõltuvalt muutustega liikumisparaadi kudedes (vähenenud liigeste liikuvus ja lihasjõud). Ühe võimaliku põhjusena iseloomustamiseks vanemaealiste kõndi (lühikesed, tihedad sammud) on katse minimaliseerida energiakulu kõnnil. Seoses muutustega motoorses süsteemis vananemisel võib osutada äärmiselt vajalikuks säilitada kõnni ökonoomsus. Vananemise protsess kutsub esile muutused ka luu struktuuris (nt osteoporoos) ja liigestes (osteoartriit), muutes nii liikumisparaadi vastuvõtlikumaks vigastustele (eriti just sellistele, mis on põhjustatud pingest antud süsteemi komponentidele). Kui kõnni kiirus suureneb, siis koormused liikumisparaadi struktuuridele suurenevad ja kiire kõnd võib viia traumade ja vigastuste tekkeni. Seetõttu muudavad (vähendavad) vanemaealised otstarbekalt kõnni kiirust. Erinevate strateegiate kasutamine kõnnil sõltub ka sellest, milline on inimese kehalise aktiivsuse tase. Istuva eluviisiga vanemaealistel toimuvad liikumisparaadis ulatuslikumad muutused kui aktiivse eluviisiga eakaaslastel. Sammu pikkuse vähenemine on üks viis, kuidas motoorne süsteem saavutab oma eesmärgi kiire kõnni juures. Ka koormuse vähendamise vajadus võib olla üks põhjusi, miks langeb üldine kõnni kiirus vanemaealistel inimestel (Larish 1988).

Kõnd on kompleks, mis sisaldab endas keha tasakaalu säilitamist ja edasiliikumist ruumis. Tasakaalu säilitamine kitsal tugipinnal nõuab ennetavalt posturaalsete reflekside osavõttu, et hoida ära keha liigset õõtsumist ning püstumisreflekse, korrigeerimaks liigset õõtsumist. Liikumine (lokomatsioon) sisaldab endas keharaskuse edasikandmist kõnni ajal, säilitades samas keha segmentide rütmilise liikumise (Winter 1992). Vanematel inimestel on muutunud nii keha tasakaal kui ka kõnnifunktsioon eelkõige muutuste tõttu närvisüsteemis ja liikumisparaadis vananemise käigus (Sudarsky 1990). Kuna normaalne kõnd vajab liikumisparaadi ja perifeerse närvisüsteemi ning KNS-i head funktsiooni, võib vananemisega seotud närvisüsteemi düsfunktsioon mõjutada olulisel määral kõnnifunktsiooni (Barclay 1993). Ka vanusega kaasuvad haigused mõjutavad kõndi. Näiteks artriit ja osteoporoos vähendavad liigeste liikuvust, perifeerne neuropaatia või müopaatia aga lihasjõudu. On leitud, et vananemisega kaasnevad muutused kõnnifunktsioonis ja

keha tasakaalus ka ilma erinevate haiguste esinemiseta (Lundgren-Lindquist *et al.* 1983).

Inimese kõnnifunktsiooni mõjutab ka näiteks kardiorespiratoorse süsteemi funktsioneerimise langus vanuse kasvades (George *et al.* 2001). Seetõttu on ka vanema inimese kõnni kiirus langenud, samuti muutunud samm pikkus ja kõnni rütm. Haiguste puudumine ning aktiivne eluviis vanemas eas soodustavad kõnnifunktsiooni säilimist. Kehaliselt aktiivsetel vanematel inimestel on rohkem motoorse funktsiooni reservi kui nende kehaliselt mitteaktiivsetel eakaaslastel ja seetõttu on nad ka vähem vastuvõtlikumad erinevatel haigustele ja vanusega kaasuvatele muutustele. Sellega seonduvalt on kehaliselt aktiivsetel vanemaealistel inimestel parem motoorse reaktsiooni ja liigutuste aeg ning nad kõnnivad kiiremini mitteaktiivsete eakaaslastega võrreldes (Barclay 1993).

Kuigi vananemisel ilmneb teatud määral lihasjõu ning motoorse reaktsiooni kiiruse langus, on organismi reservid piisavad tagamaks suhteliselt normaalset kõndi ja keha tasakaalu. Läbiviidud kõnnianalüüsid (Wolfson *et al.* 1992), keha tasakaalu uuringud (Wolfson *et al.* 1986) ja lihasjõu hindamised (Whipple *et al.* 1987) kinnitavad seda fakti.

Et säilitada kehaasendi stabiilsust või keha tasakaalu on vaja sensoorset sisendit, motorset väljundit ja nende kahe tsentraalset integratsiooni. Keha tasakaal halveneb seoses vananemisega, kusjuures olulisemal määral just naistel (Barclay 1993). See omakorda võib põhjustada kukkumisi. Kuigi on leitud 75-aastaste inimeste puhul vaid 20 kuni 40%-list võime langust seista ühel jalal silmad lahti, võrreldes 20-aastasega, on see võime langenud neil ligi 60% seistes ühel jalal silmad kinni (Potvin 1980). See fakt kinnitab sensoorse sisendi tähtsust keha tasakaalu säilitamisel vananedes. Kõige olulisemaks sensoorseks sisendiks keha tasakaalu tagamisel loetakse sensomotoorset infot liigesenurga muutustest hüppeliigeses inimese seismise ajal, kuigi ka visuaalne ja vestibulaarne komponent on väga olulised. Kõnnihäired vanemas eas, nagu näiteks „jäik kõnd”, võivad olla seotud nägemishäiretega (ebanormaalne visuaalne taju ja okulomotoorika) (Barclay 1993).

Isegi ortostaatilise hüpotensiooni puudumisel (vanemaealistel on see tihti idiopaatiline), insuldita või alajäsemete deformatsioonideta esineb mõnedel vanemaealistel inimestel oluline kehaasendi ebastabiilsus, mis võib olla põhjustatud

eaga kaasuvatest haigustest või ka üldisest nõrkusest. EMG meetodiga on keha tasakaalu uurimisel leitud koordineerimatust sünergistlihaste aktiivsuse osas, mida kasutatakse tasakaalu tagamisel (Barclay 1993). Uuringus, kus otsiti põhjuseid vanemate inimeste halvenenud keha tasakaalule, toodi välja ühe olulise aspektina parema ja vasaku kehapoole alajäsemete vahelise koordinatsiooni halvenemine, mis näitab vähenenud kohanemisvõimet keskkonna nõudmistele tagamaks head tasakaalu. Vanemad inimesed kasutavad pead ja ülakeha rohkem korrigeerimaks kere kõikumisi seismisel, mida seostatakse keha raskuskeskme muutustega (Barclay 1993). Peab mainima, et paljudel vanemaealistel on säilinud väga hea keha tasakaal, mistõttu ei saa väita, et muutused vananemisel motoorses kontrollis on vältimatud.

Dünaamiline tasakaal, mis on võime hoida keha püstises asendis liikumise ajal, halveneb samuti vananemise käigus. Üldiselt on siiski dünaamiline tasakaal enamikul vanemaealistel adekvaatne vältimaks kukkumisi (Wolfson *et al.* 1992).

Murray *et al.* (1969) on leidnud, et tervetel vanemaealistel inimestel ei muutu kõnni rütm, kuigi sammu pikkus ja kõndimise kiirus teataval määral vähenevad. Vanemaealise kõndi iseloomustab veel küürus kehaasend, vähenenud käte hooglemine kõnnil, pikenenud kaksiktoefaasi kestus, normaalse kand-varvas järgnevuse kadumine jalatalla kontakti ajal tugipinnaga, halvenenud koordinatsioon jäsemete tsükliilisel liikumisel, vähenenud varba-toepinna vahemaa ning vähenenud puusa ja põlve rotatsioon (Barclay 1993). Vanematel meestel kaldub olema laia tugipinnaga ja lühikeste sammudega kõnd ning küürus kehaasend (Murray *et al.* 1969). Vanemaealistel naistel esineb seevastu sageli kitsa tugipinnaga paterdav kõnd (Hageman, Blanke 1986). Juhul kui tervetel vanematel inimestel, kes üldiselt kõnnivad sirge seljaga (hea rühiga), on hüppeliigeses vibratsioonitundlikkus vähenenud, muutub selle tulemusena ka sammu pikkus ja kõnni rütm, laieneb tugipind kõnnil. Kusjuures, need vanemad inimesed, kelle hüppeliigestes on säilinud normaalne vibratsioonitundlikkus, kuid kõnnivad küfootilise kehahoiakuga, on samuti muutunud sammu pikkus ja kõnni rütm. Seejuures säilib neil normaalne tugipind kõnni ajal. Närvisüsteem kompenseerib halvenenud tasakaalu keha raskuskeskme langetamisega, mis väljendub küfootilises hoiakus, pikendab aega, mil kaks jalga on korraga tugipinnal ning vähendab kõnni kiirust ja sammu pikkust (Delwaide, Delmotte 1989). Canning *et al.* (2006) on leidnud, et samuti võib ilmned tippivat kõndi, mis on küll omane Parkinsoni haigust põdevatele inimestele, kuid see võib olla

ka üks vanaemisega kaasuvatest võimalikest omapäradest kõnni juures, kompenseerides nii halvenenud keha tasakaalu. Kuigi on arvatud, et ebanormaalne kõnd vanemas eas on sarnaselt Parkinsoni tõvele põhjustatud dopamiini puudusest kesknärvisüsteemis, on see siiski ebatõenäoline teiste Parkinsoni tõvele iseloomulike tunnuste puudumise tõttu, samuti seetõttu, et "seniilne kõnd" ei allu L-DOPA ravile. Kuid siiski võivad neurofüsioloogilised ja neurokeemilised muutused põhimiktuumades omada teatavat rolli nii Parkinsoni haigusele sarnastes tunnustes nii kõnni kui ka keha tasakaalu osas vanematel inimestel (Barclay 1993).

Miks vanematel inimestel kõnnifunktsioon halveneb, pole teada. Närvisüsteemi düsfunktsiooni, mille käigus halveneb neuromuskulaarne kontroll alajäsemete üle võib olla kombinatsioon ekstrapüramidaalsüsteemi sündroomist, multisensoorsest peapööritusest ning mehaanilisest kahjustusest, mille on põhjustanud liigete degeneratsioon (Barclay 1993).

Hinnates kõnnifunktsiooni vanemaealistel võib täheldada, et neil on oluliselt vähenenud sammu kõrgus. Eelkõige sellepärast, et kardetakse kukkuda. Neil esineb sageli oluline sensoorne defitsiit, samuti võivad esineda närvisüsteemi häired (Mathias 1986). Ebakindlus ebatasasel pinnal liikumisel viitab halvenenud proprioretseptiivsele tundlikkusele või hüppeliigest ümbritsevate lihaste nõrkusele. Suurenenud kõnnihäire võib peegeldada peaaegu haigust, sensoorset või motoorset ataksiat. Vanemaealised inimesed, kes kardavad kukkuda, kasutavad kõnnil laia toetuspinda, painutatud jalgu, kusjuures käed on kehast eemaldatud ja painutatud. Selline kõnd on põhjustatud tavalisest vananemisega kaasuvatest kahjustustest, sealhulgas proprioretseptiivse tundlikkuse nõrgenemisest, nägemise halvenemisest ja vestibulaarsest düsfunktsioonist (Barclay 1993).

Kehaline treening vanemas eas suurendab lihasjõudu, kardiovaskulaarset reservi, kiirete lihaskiudude hulka lihases ning parandab keha tasakaalu (Wolfson *et al.* 1986). Kõnni ümberõppimine, lihasjõu suurendamise programm ja teised füsioteraapia võimalused on tulutoovad, kuigi vanemaealiste treening nõuab oluliselt suuremat juhendamist ja kõrvalist abi.

Vanemaealistel inimestel mõjutavad kõnnifunktsiooni kaks olulist faktorit - vananemine ise ning patoloogilised seisundid, nagu näiteks osteoartiit ja Parkinsoni tõbi. Kui jätta kõrvale kõik patoloogilised seisundid, on vanemaealiste kõnd nagu

noorte inimeste kõnd, kuid aeglasemas versioonis. Olulised muutused hakkavad aset leidma vanuses 60-70 eluaastat. Väheneb sammu pikkus, üldiselt pikeneb kõnnitsükli aeg (väheneb rütmilisus), laieneb kõnnil kasutatav tugipind. Võib täheldada ka teisi muutusi. Näiteks pikeneb toeperioodi kestus (protsendina kõnnitsüklist). Kuid enamus selliseid muutusi on sekundaarsed, tulenedes sammu pikkuse, kõnnitsükli aja ja tugipinna muutustest. Kõnni kiirus on vanematel inimestel peaaegu alati vähenenud (Whittle 2003).

Kõnni ruumilised ja ajalised näitajad vabalt valitud kiirusega kõnnil erinevas vanuses naistel on toodud alljärgnevas tabelis.

Tabel 1. Kõnni ruumilised ja ajalised parameetrid erinevas vanuses naistel (Whittle 2003).

Vanus (aastat)	Sammusagedus kõnnil (sammu/min)	Kõnnitsükli kestus (s)	Sammu pikkus (m)	Kõnni kiirus (m/s)
18-49	98-138	0,87-1,22	1,06-1,68	0,94-1,66
50-64	97-137	0,88-1,24	1,04-1,56	0,91-1,63
65-80	96-136	0,88-1,25	0,94-1,46	0,80-1,52

Väidetakse, et vanemaealistel on tekkinud muutused suunatud kõnnifunktsiooni kindlustamisele. Sammu pikkuse lühendamine ja tugipinna suurendamine kõnnil loovad aluse paremaks keha tasakaalu säilitamiseks kõnni ajal. Kõnnitsükli kestuse pikendamisega, vähendatakse ühe jala toeaega, kuna tsükli pikkust suurendatakse tavaliselt, pikendades kogu tugifaasi kestust ja selle kaudu ka kaskiktoefaasi kestust (Murray *et al.* 1969).

Vananemisega kaasnevad muutused liigeste liikumise amplituudis kõnnil. Väheneb liikumise ulatus puusaliigeses nii fleksioonil kui ka ekstensioonil, samuti väheneb fleksioon põlveliigesese hoofaasis ning plantaarfleksioon hüppeliigeses äratõukefaasis (Whittle 2003). Nigg *et al.* (1994) on kinnitatud eelnevalt kirjeldatud tulemusi, uurides detailsemalt 20 kuni 79 aastastel meestel ja naistel liikumist liigestes kõnnil, kasutades 3-D biomehaanilist analüüsi. Lisaks leiti, et vanemaealistel on pea vertikaalsuunaline liikumine vähenenud ja külgsuunaline liikumine suurenenud, seda

ilmselt sõltuvalt sammu pikkuse ja tugipinna muutustest tingitult. Vanemad inimesed kõnnivad käed küünarliigesest rohkem painutatud ja õlavöö rohkem sirutatud, võrreldes noortega.

On üsna keeruline tõmmata joont vanemaealiste normaalse ja ebanormaalse kõnni vahele. Idiopaatilise kõnnihäirena kirjeldatakse sageli neid normaalseid muutusi, mis vanusega kõnnifunktsioonis kaasnevad (Whittle 2003).

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

- 1) määrata vaatlusaluse kõnnimuster (kõnni iseärasused),
- 2) saada informatsiooni otsustamiseks kõnnimustri korrigeerimise üle, aidates erialaspetsialistidel eristada (diferentseerida) primaarseid ja sekundaarseid kõnni häireid,
- 3) saada informatsiooni ravi tulemuslikkuse hindamisel.

Kõnnianalüüs hõlmab endas erinevaid tehnikaid, sisaldades nii lihtsat vaatlust kui ka arvuti abil saadud 3-D liikumise analüüsi. Arvuti abil teostatav kõnnianalüüs sisaldab endas 3-D liikumise analüüsi, lihaste EMG analüüsi, pedobarograafiat ja hapnikutarbimise registreerimist, eesmärgiga uurida energeetilisi kulutusi kõnnil. Sellise täpse andmete dokumenteerimise ja analüüsimise alusel on kerge otsustada näiteks patsiendi ravi üle. Objektiivne dokumenteerimine, sealhulgas ka kirjeldus, kuidas inimene kõnnib (liigete kinemaatika kõnnil, kõnni ajalised ja ruumilised parameetrid) ja võimalikud ebanormaalse kõnnimustri põhjused (liigete kinemaatika ja EMG andmed) annavad eriala spetsialistile täpsema ja parema võimaluse hinnata kõnnimustri häirumise põhjuseid ja otsustada kõnnifunktsiooni edasise parandamise üle. Arvuti abil tehtud kõnnianalüüs ei asenda aga traditsioonilisemaid mõõtmisvahendeid, nagu näiteks liigete 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).

Kõige enam leiab kõnnianalüüs kasutust ajuhalvatuse (insuldi) ravis. Samuti postoperatiivselt erinevate diagnooside puhul. Väga oluline on informatsiooni

kogumine just ravi tõhustamise ja edasiste raviplaanide koostamise eesmärgil (Gage 1994).

Kõnnianalüüs leiab rakendust nii laste kui ka täiskasvanute puhul. Ja seda mitte ainult ravi määramiseks, vaid olulisel määral ka ravi tulemuste hindamiseks. Väga palju kasutatakse kõnnianalüüsi kirurgilise vahelesekkumise vajalikkuse otsustamisel närvi-lihassüsteemi häiretega patsientide puhul (näiteks aju insuldi/infarkti, traumaatiliste ajukahjustuste ning müelomeningiotseele puhul), sest selliste häirete puhul on normaalne kõnnimuster väga komplekselt häirunud paljudes alajäsemete liigestes ja ka bilateraalselt. Kõnnianalüüs on laialdaselt kasutatav väga erinevate probleemide korral (Fitzgerald *et al.* 2002).

Kõnnianalüüsi komponendid võivad olla (Fitzgerald *et al.* 2002):

- 1) videoanalüüs,
- 2) kliiniline hindamine (passiivse liigesliikuvuse ning lihasjõu mõõtmine),
- 3) luuliste kõrvalkallete hindamine,
- 4) ajaliste ning ruumiliste parameetrite registreerimine kõnnil (kõnni kiirus, rütm, sammu pikkus, sammu laius, hoo- ja toefaasi kestused),
- 5) 3-D liigeste kinemaatika, so. liigeste liikumise hindamine kõnnil,
- 6) liigeste kineetika (jõumomendid liigestes ja võimsus),
- 7) lihasaktivatsiooni mustrid (EMG) kõnni ajal,
- 8) hapnikutarbimise määramine,
- 9) jala survejõudude registreerimine.

Nende erinevate võimaluste kasutamine sõltub eelkõige probleemist, mida antud olukorras on vaja lahendada. Kõigi nende kasutamine annab väga täiusliku ülevaate kõnnist. Videoanalüüsi kasutamine annab informatsiooni selle kohta, kuidas inimene kõnnib. Kliiniline hindamine sisaldab endas liigeste liikuvuse ja lihasjõu hindamist. Siia võib siia lisada ka lihastoonuse hindamise. Kliinilise hindamise nõrgaks kohaks on saadud tulemuste kvaliteet (tulemusi võib mõjutada valu, suutmatus pingutada vms). On leitud, et seos kliinilise hindamise tulemuste ja objektiivse kõnnianalüüsi vahel on üsna nõrk. Kui sellegipoolest on just kliiniline hindamine üheks peamiseks komponendiks kõnnianalüüsi juures (DeLuca *et al.* 1997).

Kui hinnatakse kõnni ajalisi ja ruumilisi karakteristikuid, tuleb arvestada inimese pikkuse, mitte niivõrd vanusega. Inimeste puhul, kelle pikkus ei ole kooskõlas nende vanusega, võib tulemuste analüüsimisel tekkida ülehindamine. Vastupidiselt, vanematel inimestel need näitajad vähenevad vanuse kasvades. Sellepärast tuleb kõnni ajaliste ja ruumiliste parameetrite hindamisel arvestada vanusega (Winter 1991).

Kõnni ajalised ja ruumilised parameetrid määratakse tavaliselt 3-D kinemaatilise analüüsi alusel. Liigete kinemaatika hindamisel kasutatakse keha liikumise ruumilisi ja ajalisi karakteristikuid ning jäetakse arvestamata jõud, mis põhjustavad selle liikumise. Nii saab hinnata näiteks liikumist puusa-, põlve- ja hüppeliigeses, aga ka segmentide, näiteks vaagna, kere, reie, sääre ja labajala liikumist frontaal-, sagitaal- ja transversaaltasapinnas kõnni ajal. Saadud kinemaatilisi karakteristikuid võrreldakse normaalandmetega, saades nii objektiivset informatsiooni võrreldes eakaaslastega. Kinemaatiline analüüs on ainus võimalus saamaks objektiivset informatsiooni liigete 3-D liikumisest kõnni ajal. See on asendamatu võimalus hinnata liigete liikumist erinevates tasapindades. Markerite süsteem, mis muudab inimese keha liikuvate segmentide süsteemiks, on hetkel parim kasutusel olev tehnika saamaks andmeid kogu keha liikumise kohta kõnni ajal (Fitzgerald *et al.* 2002).

Liigete kineetika uurimine annab informatsiooni põhjustest, mis tekitavad ebanormaalse kõnnimustri. Laialdaselt kasutatakse neid just ortooside hindamisel. Kliinilise kõnnianalüüsi puhul kasutatakse kineetilistest parameetritest kõige enam liigestes tekkivate jõumomentide ja võimsuse hindamist. Jõumoment liigeses peegeldab keha vastust välisele koormusele kõnni ajal. Välise koormuste all mõistetakse tugipinna (maa) vastupanu, samuti keha segmenti kaalust ning segmenti inertsi tekkivat vastupanu liikumisele. Jõumomendid tekivad igal struktuuril, mis piiravad liigese liikumist, nagu näiteks lihased ja teised pehmed koed (sidemed), samuti välised struktuurid (ortoosid). Jõumomendid annavad infot selle kohta, milline lihasgrupp on dominantne (Fitzgerald *et al.* 2002).

Lihaste bioelektrilise aktiivsuse analüüsimine EMG meetodil kõnni ajal mängib olulist rolli kõnnihäirete hindamisel. Eriti oluline on see närvi-lihassüsteemi häirete puhul (DeLuca 1991).

Kõnnianalüüs võib koosneda paljudest eelnevalt mainitud parameetrite määramisest või mõnest konkreetsest näitajast. Kõnnianalüüsi võib kasutada ka juhul, kui inimene kasutab abivahendeid (karke vms) ning nad otseselt ei blokeeri markereid kaamerate vaateväljas.

3-D kõnnianalüüsi puhul iseloomustavad liikumistasapinnad kehasiseseid tasapindu (anatomilisi tasapindu) ning mitte tasapindu vaatleja seisukohalt (näiteks, vaatlus patsiendi eest või küljelt). Kolm tasapinda, mille alusel vaatlusalust jälgitakse on (Fitzgerald *et al.* 2002):

- 1) frontaaltasapind (vertikaalne tasapind), mis jagab keha eesmiseks ja tagumiseks osaks,
- 2) sagitaaltasapind (vertikaalne tasapind), mis jagab keha paremaks ja vasakuks pooleks,
- 3) transversaalne tasapind (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 enamus liikumisi sagitaaltasapinnas. Patoloogilise kõnni puhul on tavaliselt vähenenud liikumine sagitaaltasapinnas ja suurenenud frontaal- ja transversaaltasapinnas. Suurenenud liikumine frontaal- ja transversaaltasapinnas võib olla kompensatsioon limiteeritud või anormaalsele liikumisele sagitaaltasapinnas (Õunpuu *et al.* 1991).

1.4. Vananemisega kaasnevad spetsiifilised muutused naise organismis

Naistel ilmnevad vananemise käigus spetsiifilised hormonaalsed nihked. Naiste jaoks on esmaseks vananemise tunnuseks menstruatsiooni lakkamine ehk menopaus. Menopaus (munasarjade poolt viljastusvõimeliste munarakkude vabastamise lakkamine) on normaalne vananemisega kaasnev protsess. Koos menopausiga kaob ka paljunemisvõime. Menopausile eelneb ja järgneb üleminekuperiood ehk klimakteerium. Enamus naisi kogeb menopausi algust umbes 50 aasta vanuselt, ligikaudu 8% kogeb seda aga enne 40. eluaastat. Perimenopaus algab 2-4 aastat enne menopausi ja sel perioodil ilmuvad esimesed muutused. Munasarjade vananemine toob kaasa östrogeeni produktsiooni languse. Östrogeeni defitsiit organismis

põhjustab mitmeid kõrvalnähtusi (Zahn 1997). Üks suurematest on osteoporoosi tekke võimalus. Osteoporoos e. luuhõrenemine on skeleti üldhaigus, mida iseloomustab luude vähenenud mass ja luukoe mikroarhitektoonika häirumine. Östrogeeni puudus kiirendab luu degradatsiooni (Teesalu 1997).

Kuna östrogeeni ja progesterooni retseptoreid leidub erinevates KNS-i piirkondadest, siis nende suguhormoonide produktsiooni langus võib põhjustada muutusi naise emotsionaalses tervises. Kogetakse muutusi meeleolus ja mälu funktsioonis ning depressiooni sümptomeid. Ka kuumahoogude esinemine on üks klimakteeriumi tunnustest. Vananemise protsess ja suguhormoonide kahanemine põhjustab lihassassi vähenemist. See põhjustab liigutuste koordinatsiooni halvenemist. Menopausi ajal väheneb ka liigeste elastsus. Liigesed muutuvad jäikadeks ja valulisteks, eriti hommikuti. See on põhjustatud kollageeni produktsiooni ja veevaru vähenemisest organismis, mis on omakorda põhjustatud östrogeeni defitsiidist. Paljud menopausis olevad naised märkavad nende üldises tegevuses aktiivsuse ja motoorse võimekuse langust (Zahn 1997). Klimakteeriumiga kaasnevad muutused on mitmekesised ja ligikaudu 20-30% naistest vajab erinevate sümptomite puhul meditsiinilist abi.

2. TÖÖ EESMÄRK JA ÜLESANDED

Käesoleva töö eesmärgiks oli võrrelda motoorse funktsiooni näitajaid kesk- ja vanemaealistel naistel.

Töös püstitati järgmised ülesanded:

1. Määrata käelihaste, reie nelipealihase ja sääre kolmpealihase isomeetriline maksimaaljõud.
2. Määrata reie nelipealihase isokineetilise jõu näitajad.
3. Registreerida kõnni ajalised ja ruumilised näitajad.
4. Registreerida liigeste liikumise kinemaatilised karakteristikud kõnnil sagitaaltasapinnas.

3. TÖÖ METOODIKA

3.1. Vaatlusaluste kontingent

Käesolevas uuringus osales vabatahtlikult 22 naist vanuses 45-71 aastat. Vaatlusalused jaotati kahte gruppi: keskealised (vanuses 45-56 aastat) ja vanemaealised (vanuses 62-71 aastat). Vaatlusaluste hulgas oli nii töötavaid naisi kui ka pensionäre. Kõik uuringus osalenud naised olid terved ning kehaliselt keskmiselt aktiivsed. Keskealiste naiste grupis olid 10 naist premenopausis ja 2 naist postmenopausis. Keskealised naised tegelesid tervistava kehalise treeninguga (peamiselt aeroobikaga) keskmiselt 1-2 korda nädalas, vanemaealised naised aga (peamiselt tervistava võimlemise ja jalutamisega) 2-3 korda nädalas. Vaatlusaluste kontingendi vanus ja antropomeetrilised näitajad on toodud tabelis 2. Kõik vaatlusalused andsid kirjaliku nõusoleku uuringus osalemiseks. Uuring oli kooskõlastatud Tartu Ülikooli Inimuuringute Eetika Komiteega.

Tabel 2. Vaatlusaluste vanus ja antropomeetrilised näitajad ($\bar{X} \pm SD$).

Grupid	Keskealised (n=12)	Vanemaealised (n=10)
Vanus (aastat)	49,4±3,6	67,7±3,1
Kasv (cm)	162,0±3,9	159,3±7,1
Kehamass (kg)	63,6±11,6	68,4±11,3
Kehamassi indeks (kg·m⁻²)	24,3±4,2	26,9±3,3

3.2. Meetodid

3.2.1. Käelihaste isomeetrilise jõu määramine

Käe isomeetrilise maksimaaljõu (pigistusjõu) testimisel kasutati standardset käe dünamomeetrit ARP-90 (Venemaa). Vaatlusalune seisis, käed sirgelt külgedel. Dünamomeeter asetati vaatlusaluse peopesa ja esimese ning teise jätke vahele, skaala suunatud peopesa poole. Vaatlusalune pigistas dünamomeetrit maksimaalselt 3 korda, kusjuures käsi ei tohtinud puudutada mõnda teist kehaosa või eset. Puhkepaus katsete vahel oli ligikaudu 1 minut. Käelihaste isomeetrilise maksimaaljõuna läks arvesse parima katse tulemus.

3.2.2. Reie nelipealihase isomeetrilise jõu näitajate määramine

Reie nelipealihase tahtelise isomeetrilise jõu uurimiseks kasutati spetsiaalset dünamomeetrilist seadet (Pääsuke *et al.* 1999). Uuritav fikseeriti pingile isteesendisse. Puusade ette liikumise vältimiseks asetati uuritava vöökohale ja kinnitati pingi seljatoe külge rihm. Nurk uuritava puusaliigeses oli ligikaudu 110° ja põlveliigeses 90°. Sääre distaalsele osale, sääreлуу keskmisest ja pindлуу külgmisest peksist umbes 1 cm ülespoole, asetati tensodünamomeetriga ühendatud mansett. Reie nelipealihase isomeetrilisel pingutusel (sääresirutus) tekkinud pinge kandus manseti kaudu tensodünamomeetrile.

Isomeetrilise maksimaaljõu määramisel pidi vaatlusalune uuritavat lihasrühma maksimaalselt pingutama kestusega 2-3 sekundit. Kokku sooritati kolm katset, arvesse läks parima katse tulemus. Puhkepaus katsete vahel oli ligikaudu 1 minut.

3.2.3. Sääre kolmpealihase isomeetrilise jõu määramine

Sääre kolmpealihase isomeetrilise maksimaaljõu testimiseks kasutati spetsiaalset dünamomeetrilist seadet (Pääsuke *et al.* 1999). Vaatlusalune fikseeriti dünamomeetrilisele seadmele selliselt, et nurk uuritava jäsme põlve- ja puusaliigeses oli 90°. Sääre fikseerimiseks asetati reie põlvepoolsele osale toestaja. Labajalg asetati dünamomeetriga ühendatud pedaalile ja kinnitati spetsiaalse rihma abil vastu kannatuge, kusjuures nurk ülemises hüppeliigeses oli 85°. Sääre kolmpealihase

isomeetrisel pingutusel (labajala plantaarfleksioonil) tekkinud pinge kandus pedaalile ja sealt edasi dünamomeetrile.

Sääre kolmpealihase isomeetrisel maksimaaljõu määramiseks surus vaatlusalune labajala vastu pedaali maksimaalse jõuga ja hoidis maksimaalset lihaspinget 2-3 s. Puhkepaus katsete vahel oli ligikaudu 1 minut. Kolmest katsest läks arvesse parima katse tulemus.

3.2.4. Reie nelipealihase isokineetilise jõu määramine

Reie nelipealihase isokineetilise jõu määramiseks kasutati Cybex II tüüpi (USA) moderniseeritud dünamomeetrit. Vaatlusalune istus dünamomeetrisel pingil ja puusade ette liikumise vältimiseks kinnitati rihmadega seljatoe külge. Uuritava jäsme reis kinnitati pingi eesmise ääre külge. Säär, mis rippus vertikaalselt, kinnitati distaalsest otsast manseti abil dünamomeetri liikuva hoova külge. Nurk uuritava jäsme põlveliigeses oli 90°. Dünamomeetrisel kangi telg oli kohakuti põlveliigeses frontaalteeljega.

Vaatlusalune sooritas maksimaalselt kiire ja tugeva sääresirutusliigutuse kahel nurkkiirusel:

- 60°/s- (iseloomustab lihaste dünaamilist jõudu);
- 180°/s- (iseloomustab lihaste kiiruslikku jõudu).

Mõlemal nurkkiirusel registreeriti järgmised parameetrid:

- maksimaalne jõumoment;
- maksimaalse jõumomendi saavutamise hetkel arendatav võimsus.

Mõlemal nurkkiirusel sooritas vaatlusalune 3 katset ja arvesse läks parima katse tulemus. Seejuures puhkepauside kestus katsete vahel oli ligikaudu 1 minut.

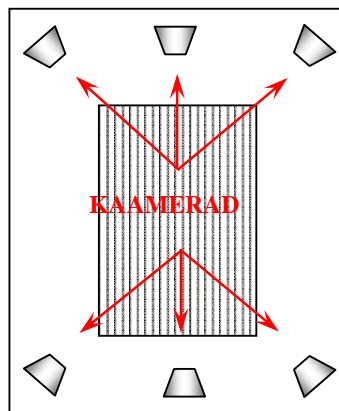
3.2.5. Kõnni kinemaatiliste parameetrite määramine

Uuringus kasutati liigutustegevuse biomehaaniliseks analüüsiks kaasaegset tipptehnoloogilist optilis-elektronilist aparatuurikompleksi BTS Elite 2002, mis on

välja töötatud firma BTS Bioengineering (Milano, Itaalia) poolt. Seade võimaldab teostada:

- 1) liigutustegevuse 3-D kinemaatilist analüüsi 6 infrapunakaamera (kaamera sagedus 100 Hz) baasil,
- 2) tugipinnal avalduvate toereaktsioonide 3-D dünaamilist analüüsi 2 dünamograafilise platvormi (Kistler 9286 A) abil,
- 3) lihaste bioelektrilise aktiivsuse registreerimist liigutustegevusel 8-kanalise telemeetrilise elektromüograafi „Myolab“ abil.

Antud uuringus kasutati liigutustegevuse analüüsiks 6 infrapunakaamerat (joon. 1) kõnni kinemaatiliste näitajate registreerimiseks. Nimetatud kaamerad on valgustundlikud allpool inimsilma valgustundlikkuse alumist piiri.

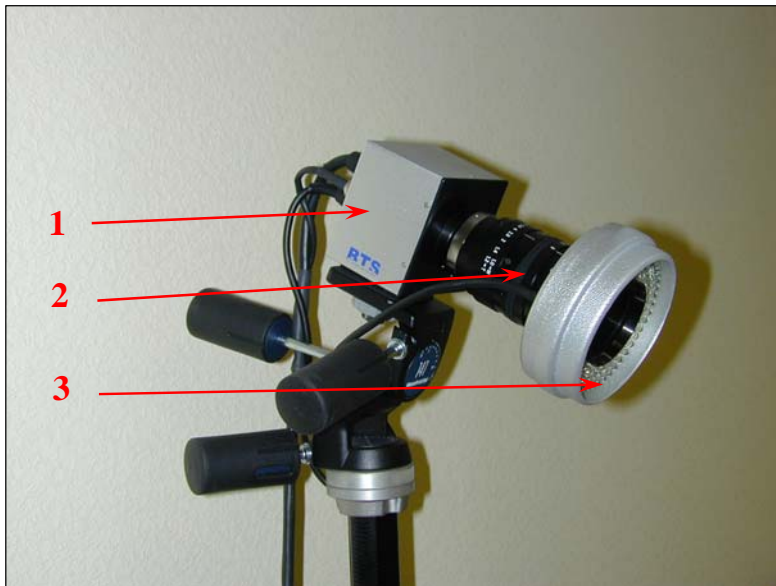


Joonis 1. Infrapunakaamerate paigutus kõnni kinemaatiliste näitajate registreerimisel. Viirutatud osa joonisel kujutab kõnnirada, millel teostati kõnnitesti.

Kaamerate soojustundlikkus on seatud kõrgemaks, kui on inimese kehatemperatuur, et uuritava objekti enda soojuslikud omadused uuringut ei segaks. Uuritava kehale paigutati uuringu otstarbe kohaselt teatud punktidesse infrapunases alas kiirgavad fluorestseeruvad markerid. Vaatlusaluse liigutused salvestati fluorestsentsi kasutades. Iga kaamera koosnes mehaanilisest aspektist lähtudes kolmest erinevast lülis (joon. 2). Esimesed kaks lüli (1, 2) on iseloomulikud ka tavalisele videokaamerale. Kolmanda osana on rõngakujuline valgusdiodidest koosnev infrapuna valgusallikas

ümbes infrapunatundliku objektiivi, mis tagab vaatlusaluse kehal (joon. 3) olevate markerite liikumise fikseerimise kaamerate abil.

Enne markerite paigutamist kehapinnale määrati vaatlusaluse antropomeetrilised mõõtmed. Selleks lamab vaatlusalune selili kušetil. Eksperimentaator mõõtis puusa laiuse ja puusa kõrgused nii vasakul kui ka paremal kehapoolel. Seejärel määrati alajäsemete segmentide laiused ja pikkused. Seejärel paigutati markerid kleelindi abil nahapinnale keha teatud punktidesse vastavalt kasutatud Davise mudelile (Davies 1991) (joon. 3). Pikemad markerid on mõeldud arvutis kujundatava inimese mudeli koostamiseks, tähistamaks vastava keha segmenti asukohta.

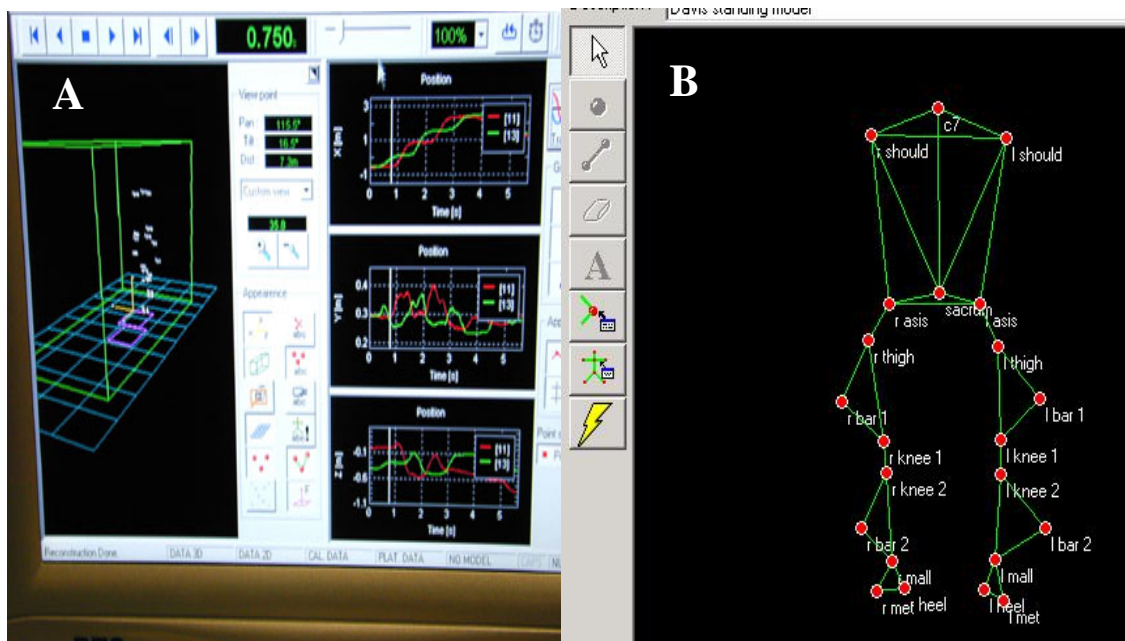


Joonis 2. Infrapunakaamera. CCD tehnoloogial põhinev videokaamera (1), infrapunatundliku suurendusega (zoom) objektiiv (2), rõngakujuline valgusdiodidest koosnev infrapuna valgusallikas ümbes infrapunatundliku objektiivi (3).



Joonis 3. Markeritega (infrapunases alas kiirgavad fluorestseeruvad markerid) kõnd.

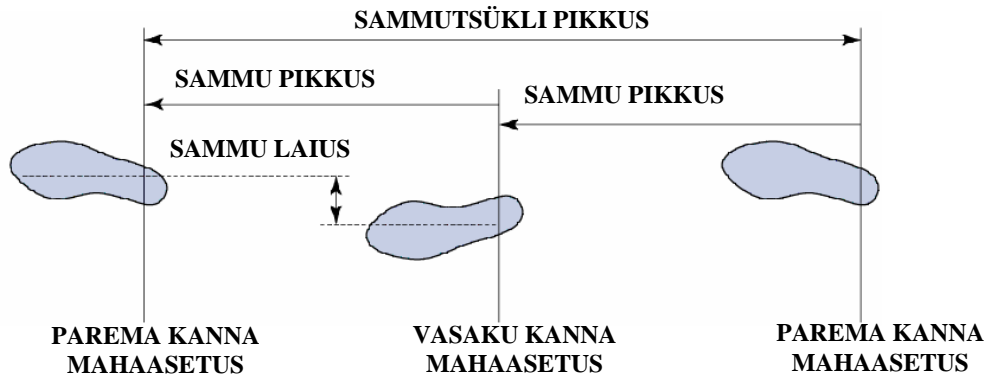
Esimeseks testiks oli vaatlusaluse kehakaalu määramine. Selleks astus ta dünamograafilisele platvormile ning seisis sellel liikumatult umbes 2 s, mille jooksul määrati kehakaal. Teise testina määrati vaatlusaluse asend kõnnirajal. Selleks pidi vaatlusalune seisma kõnnirajal platvormi ees ning mõõteprogrammi käivitamisel (peale eksperimentatori käsklust) astus vaatlusalune platvormile ning jäi sinna 2–3 sekundiks seisma. Peale seda koostati vastav keha mudel (Davise mudel) (joon. 4 B) ning määrati markerite asukohad ruumis. Kui see protseduur oli teostatud, võis asuda kõndi sooritama. Kõnni liigiks valiti vaatlusaluse poolt vabalt valitud tempos sooritatud kõnd (normaalne kõnd). Kõndi sooritas vaatlusalune kolmel korral. Tulemuste analüüsimiseks valiti katse, mille puhul sammude rütm oli liikumise ulatuses (mille puhul toimus vastavas ruumis markerite muutuste registreerimine) ühtlane. Samuti jälgiti, et ei toimuks sammude venitamist ega tippivat kõndi, st. tempo muutusi. Kogu liikumise ulatus oli 8 m. Nimetatud näitajad sai arvuti abil eelnevalt määrata.



Joonis 4. Markeritest moodustunud keha kujutis ja liikumise nihke graafikud arvuti ekraanil (A). Markerid ühendatakse pidevate joontega, millest kujuneb keha mudel (B) (Davis 1991).

Analüüsiti järgmisi kõnni ruumilisi ja ajalisi parameetreid (joon. 5):

- 1) sammu pikkus (mm),
- 2) kõnni kiirus (m/s),
- 3) kiirus hoofaasis (m/s),
- 4) sammutsükli pikkus (mm),
- 5) sammu laius (mm),
- 6) keskmine kiirus (m/s),
- 7) toefaasi kestus (s),
- 8) hooperi kestus (s),
- 9) sammutsükli kestus (ms),
- 10) sammusagedus (sammu/minutis),
- 11) kaksiktoefaasi kestus (ms).



Joonis 5. Kõnni ruumilised parameetrid.

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

- 1) Vaagna nurk (kraadides):
 - jala mahapaneku hetkel,
 - maksimaalne vaagna kaldenurk.
- 2) Nurk puusaliigeses (kraadides) järgmistes liikumisfaasides:
 - painutus jala mahapanekul,
 - maksimaalne sirutus toeperioodil,
 - maksimaalne painutus hooperioodil.
- 3) Nurk põlveliigeses (kraadides) järgmistes liikumisfaasides:
 - painutus jala mahapaneku hetkel,
 - maksimaalne painutus amortisatsioonifaasis,
 - maksimaalne sirutus tõukefaasis,
 - maksimaalne painutus hoofaasis.
- 4) Nurk hüppeliigeses (kraadides) järgmistes liikumisfaasides:
 - dorsaalfleksioon jala mahapaneku hetkel,
 - maksimaalne dorsaalfleksioon toeperioodil,
 - maksimaalne plantaarfleksioon hoofaasis,
 - maksimaalne dorsaalfleksioon hoofaasis.

3.3. Uuringu korraldus

Motoorse võimekuse hindamise ja kõnni uuringud viidi läbi Tartu Ülikooli kinesioloogia ja biomehaanika laboris 2005-2006. aastal.

Kõik vaatlusalused täitsid ankeedi, mis sisaldas küsimusi nende kehalise aktiivsuse ja tervisliku seisundi kohta. Samuti kinnitasid nad allkirjaga nõusolekut uuringus osalemiseks (vt lisad).

Vaatlusalustel mõõdeti metallist antropomeetriga keha pikkus (täpsusega 1 cm) ja elektroonilise kaaluga kehamass (täpsusega 0,1 kg). Nende näitajate alusel arvutati kehamassi indeks. Testimisel registreeriti ainult domineeriva jala lihaste jõuparameetrid. Testitava jala valis vaatlusalune oma subjektiivse hinnangu alusel või selle järgi, millega ta eelistas palli lüüa.

Seejärel teostati maksimaaljõu (käelihaste, reie nelipealihase ja sääre kolmpealihase) määramise testid. Järgnes reie nelipealihase isokineetilise jõu test. Ning lõpuks sooritati kõnnitest.

3.4. Andmete statistiline töötlus

Uuringu tulemusel saadud andmete analüüsimisel kasutati ühemõõtmelist andmetöötlusprogrammi STATISTICA 4.5. Kõigi tunnuste osas määrati aritmeetiline keskmine (\bar{X}) ja standardhälve (SD). Keskmiste väärtuste võrdlus toimus Student'i t-kriteeriumi järgi, võttes olulisuse nivooks $p < 0,05$.

4. TÖÖ TULEMUSED

4.1. Isomeetriline maksimaaljõud

Käelihaste (joon. 6A), samuti sääre kolmpealihase ja reie nelipealihase tahtelises maksimaaljõus (joon. 6B) ei ilmnenud olulisi erinevusi kesk- ja vanemaealistel naistel.

Parema käe suhteline jõud oli keskealistel naistel suurem ($p < 0,05$) kui vanemaealistel naistel, vasaku käe osas aga olulist gruppidevahelist erinevust selles näitajas ei ilmnenud (joon. 7A). Sääre kolmpealihase ja reie nelipealihase suhteline jõud oli keskealistel naistel suurem ($p < 0,05$) kui vanemaealistel naistel.

4.2. Reie nelipealihase isokineetilise jõu näitajad

Reie nelipealihase maksimaalses isokineetilises jõumomendis nurkkiirustel $60^\circ/s$ ja $180^\circ/s$ ei ilmnenud olulisi erinevusi kesk- ja vanemaealistel naistel (joon. 8A).

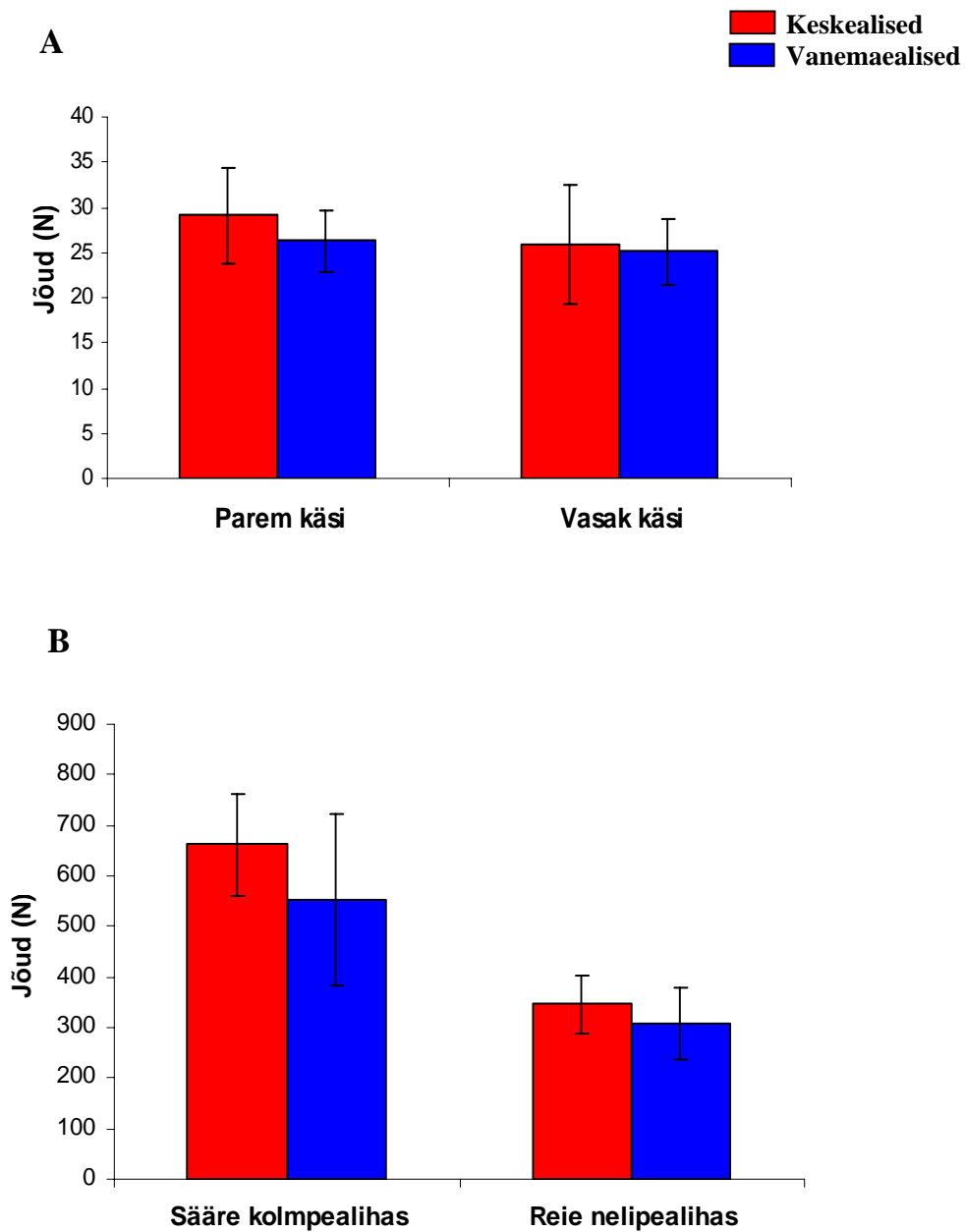
Reie nelipealihaste poolt sääre sirutusliigutusel nurkkiirustel $60^\circ/s$ ja $180^\circ/s$ arendatud võimsuse osas ei esinenud samuti olulist erinevust kesk- ja vanemaealistel naistel (joon. 8A).

Reie nelipealihase suhteline jõumoment nurkkiirusel $60^\circ/s$ oli keskealistel naistel suurem ($p < 0,05$) kui vanemaealistel (joon. 8B). Reie nelipealihase poolt arendatud suhtelise võimsuse puhul uuritud gruppidel olulist erinevust ei ilmnenud (joon. 8C).

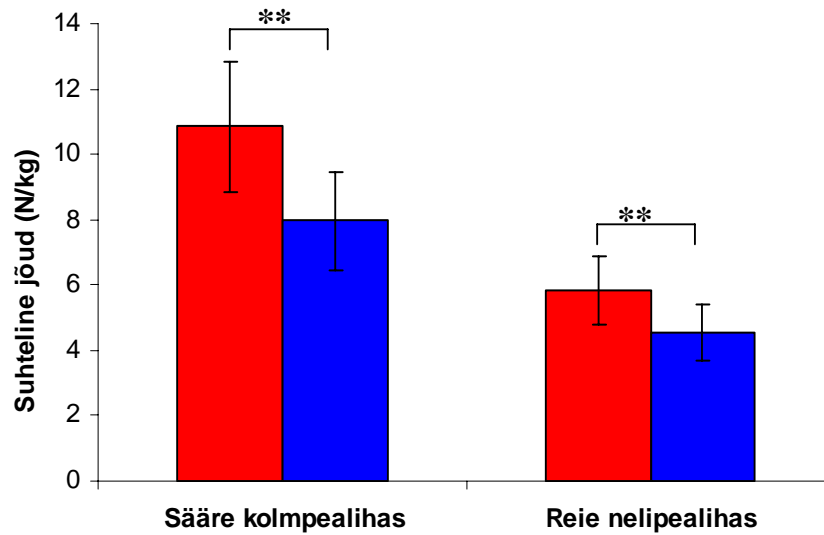
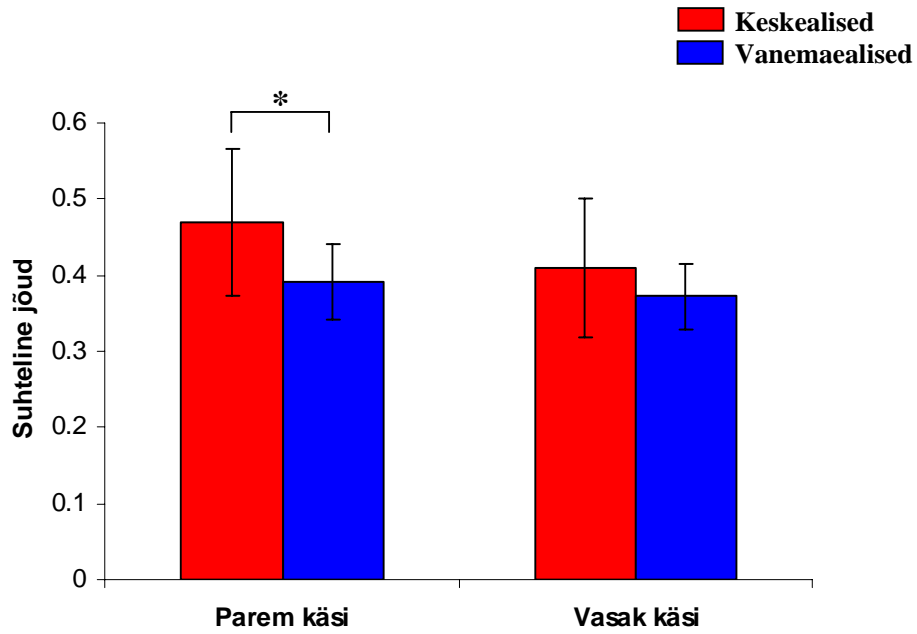
4.3. Kõnni ruumilised ja ajalised parameetrid

Sammu pikkus oli keskealistel naistel suurem ($p < 0,05$) nii parema kui vasaku jala puhul võrreldes vanemaealiste naistega (tabel 3). Sammutükli pikkus oli samuti keskealistel naistel suurem ($p < 0,05$) võrreldes vanema grupiga. Teistes kõndi iseloomustavates ruumilistes parameetrites statistiliselt olulisi erinevusi kahe grupi vahel ei esinenud.

Kõndi iseloomustavates ajalistes parameetrites ei ilmnenud statistiliselt olulisi erinevusi kesk- ja vanemaealistel naistel (tabel 3).

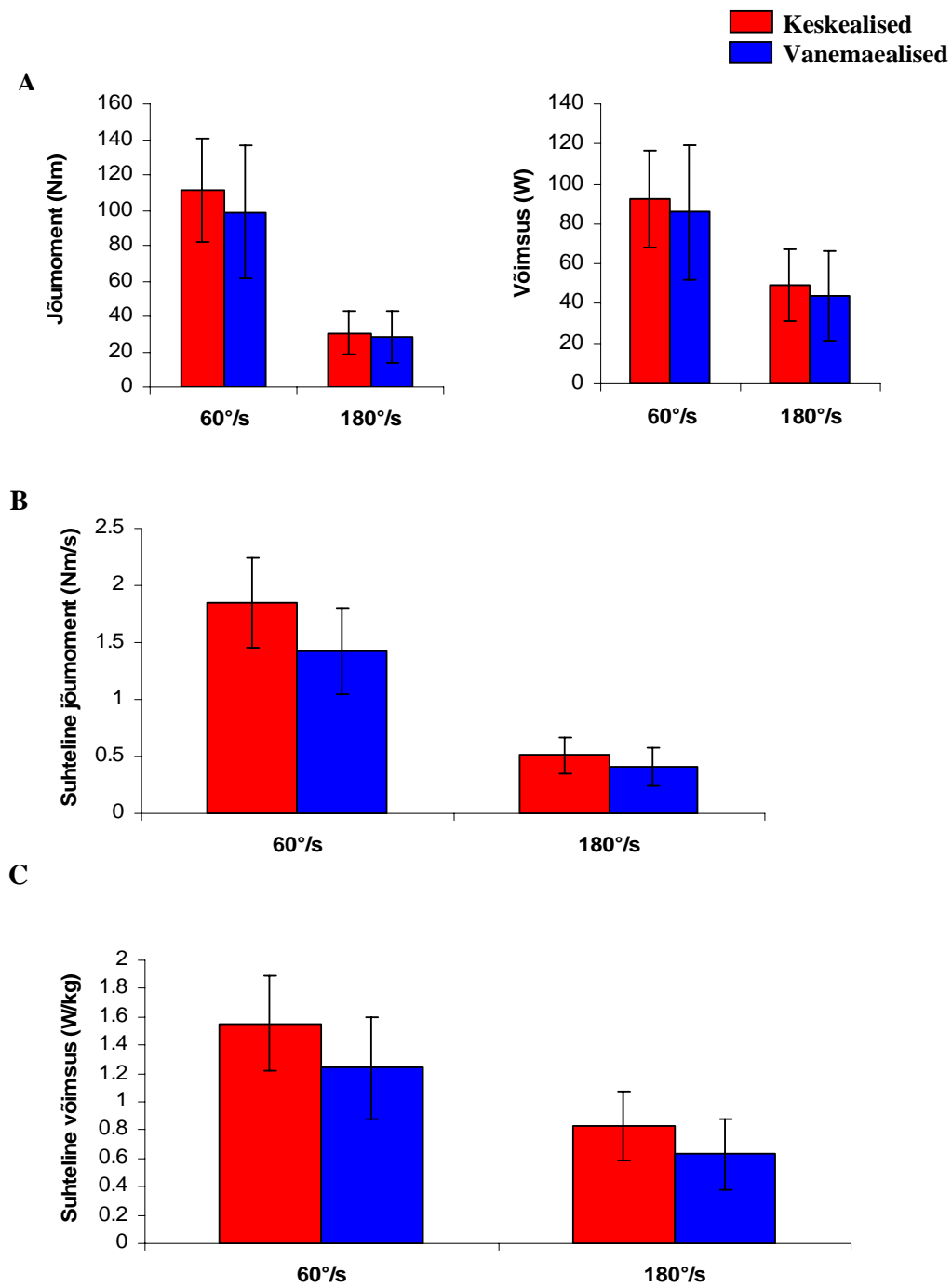


Joonis 6. Käelihaste (A) ja sääre kolmpealihase ning reie nelipealihase (B) isomeetiline maksimaaljõud erivas vanuses naistel. ($\bar{X} \pm SD$).



Joonis 7. Käelihaste (A) ja sääre kolmpealihase ning reie nelipealihase (B) suhteline jõud erivas vanuses naistel. ($\bar{X} \pm SD$).

* $p < 0,05$; ** $p < 0,01$.



Joonis 8. Reie nelipealihase isokineetiline jõumoment ja isokineetilisel pingutusel arendatud võimsus nurkkiirustel 60°/s ja 180°/s (A) ning suhteline isokineetiline jõumoment (B) ja suhteline võimsus (C) erinevas vanuses naistel. ($\bar{X} \pm SD$).

* $p < 0,05$.

Tabel 3. Kõnni ruumilised ja ajalised parameetrid erinevas vanuses naistel. ($\bar{X} \pm SD$).

Ruumilised parameetrid		
	Keskealised	Vanemaealised
Sammu pikkus (mm) paremal jalal	649±57	583±50 *
Sammu pikkus (mm) vasakul jalal	677±62	626±28*
Kõnni kiirus (m/s) paremal jalal	1,3±0,2	1,2±0,09
Kõnni kiirus (m/s) vasakul jalal	1,3±0,2	1,2±0,1
Kiirus hoofaasis (m/s) paremal jalal	3,3±0,6	2,9±0,3
Kiirus hoofaasis (m/s) vasakul jalal	3,1±0,5	2,9±0,4
Sammutsükli pikkus (mm) paremal jalal	1331±114	1220±61*
Sammutsükli pikkus (mm) vasakul jalal	1333±105	1212±65**
Sammu laius (mm)	98,3±20,7	92,6±19,2
Keskmine kiirus (m/s)	1,3±0,2	1,2±0,1
Ajalised parameetrid		
	Keskealised	Vanemaealised
Toefaasi kestus (s) paremal jalal	608±78	612±23
Toefaasi kestus (s) vasakul jalal	623±77	605±42
Hooperioodi kestus (s) paremal jalal	423±50	421±26
Hooperioodi kestus (s) vasakul jalal	418±46	421±35
Toeperioodi kestus (% kõnnitsüklist) paremal jalal	59,0±1,9	59,3±1,3
Toeperioodi kestus (% kõnnitsüklist) vasakul jalal	59,9±2,8	59,0±2,5
Hooperioodi kestus (% kõnnitsüklist) paremal jalal	41,0±1,9	40,7±1,3
Hooperioodi kestus (% kõnnitsüklist) vasakul jalal	40,9±3,5	41,0±2,5
Sammutsükli kestus (ms) paremal jalal	1031±122	1033±42
Sammutsükli kestus (ms) vasakul jalal	1042±109	1026±57
Sammusagedus (sammu/minutis)	117±12	116±5
Kaksiktoefaasi kestus (ms) paremal jalal	91,7±24,8	96,0±22,7
Kaksiktoefaasi kestus (ms) vasakul jalal	92,9±25,9	91,5±21,9
Kaksiktoefaasi kestus (% sammutsüklist) paremal jalal	8,9±2,1	9,3±2,2
Kaksiktoefaasi kestus (% sammutsüklist) vasakul jalal	8,9±1,9	9±2,1

* p<0,05; ** p<0,01 võrreldes keskealiste naistega.

4.4. Liigeste kinemaatika kõnnil sagitaaltasapinnas

Vaagna kaldes ei ilmnenud statistiliselt olulisi erinevusi kesk- ja vanemaealistel naistel (joon. 9A, joon. 9B).

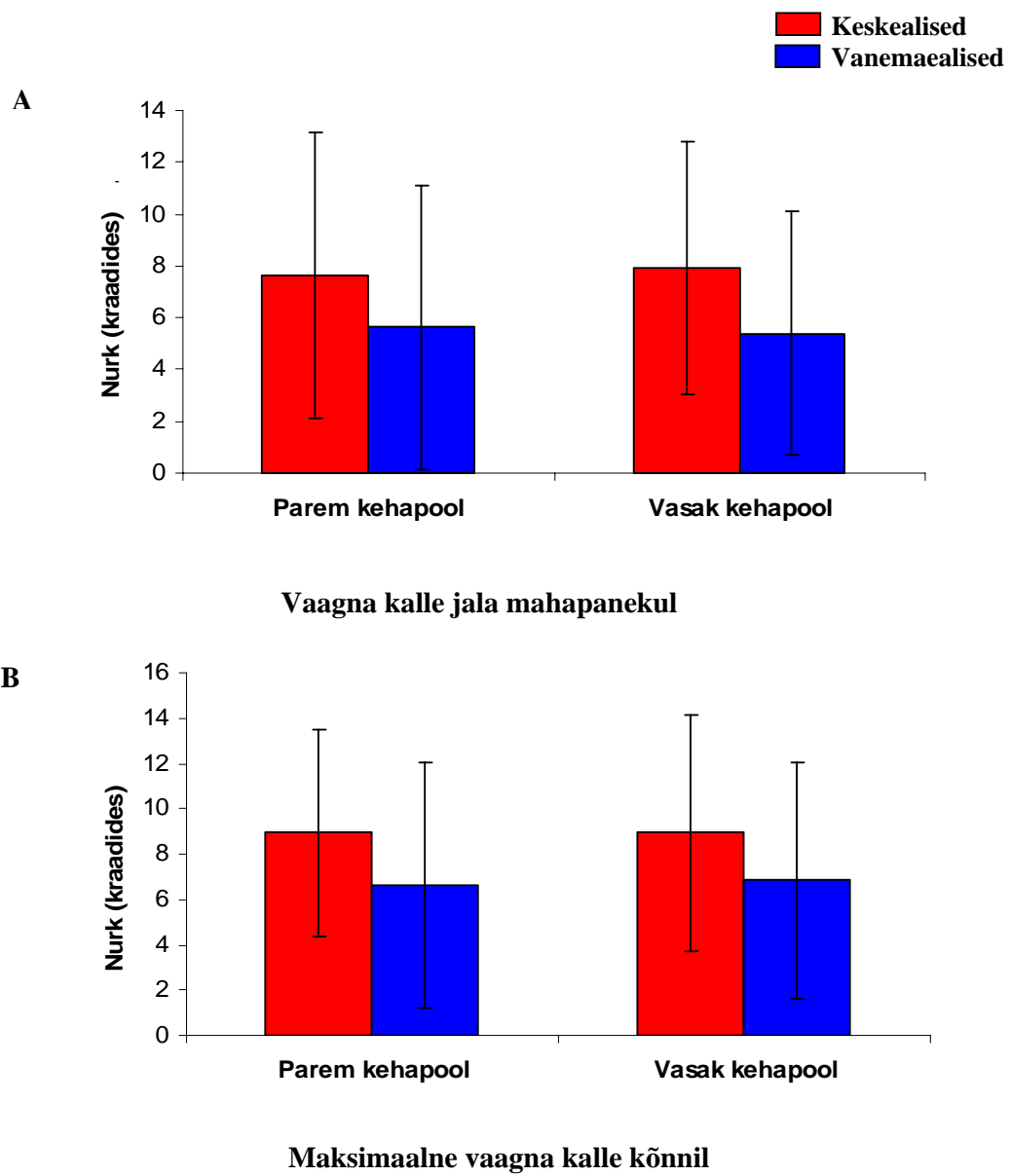
Painutus puusaliigeses jala mahapaneku hetkel ja hooperioodil oli keskealistel naistel suurem ($p < 0,05$) kui vanemaealistel naistel (joon. 10A,C). Seejuures olulised erinevused esinesid nii parema kui ka vasaku jala puhul. Olulisi erinevusi kahe grupi vahel ei ilmnenud sirutuses puusaliigeses toeperioodil (joon.10B).

Painutus põlveliigeses oli suurem ($p < 0,05$) keskealistel naistel võrreldes vanemaealiste naistega parema jala puhul jala mahapaneku hetkel (joon. 11A). Vasaku jala puhul ei olnud need erinevused olulised. Maksimaalne painutus põlveliigeses amortisatsioonifaasis oli nii parema kui ka vasaku jala puhul suurem ($p < 0,05$) keskealistel naistel võrreldes vanemaealiste naistega (joon. 11B). Maksimaalses sirutuses põlveliigeses tõukefaasis ei ilmnenud olulisi erinevusi kahe uuritud grupi vahel (joon. 11C). Maksimaalne painutus põlveliigeses hoofaasis oli keskealistel naistel parema ja vasaku jala puhul suurem ($p < 0,05$) kui vanemaealistel naistel.

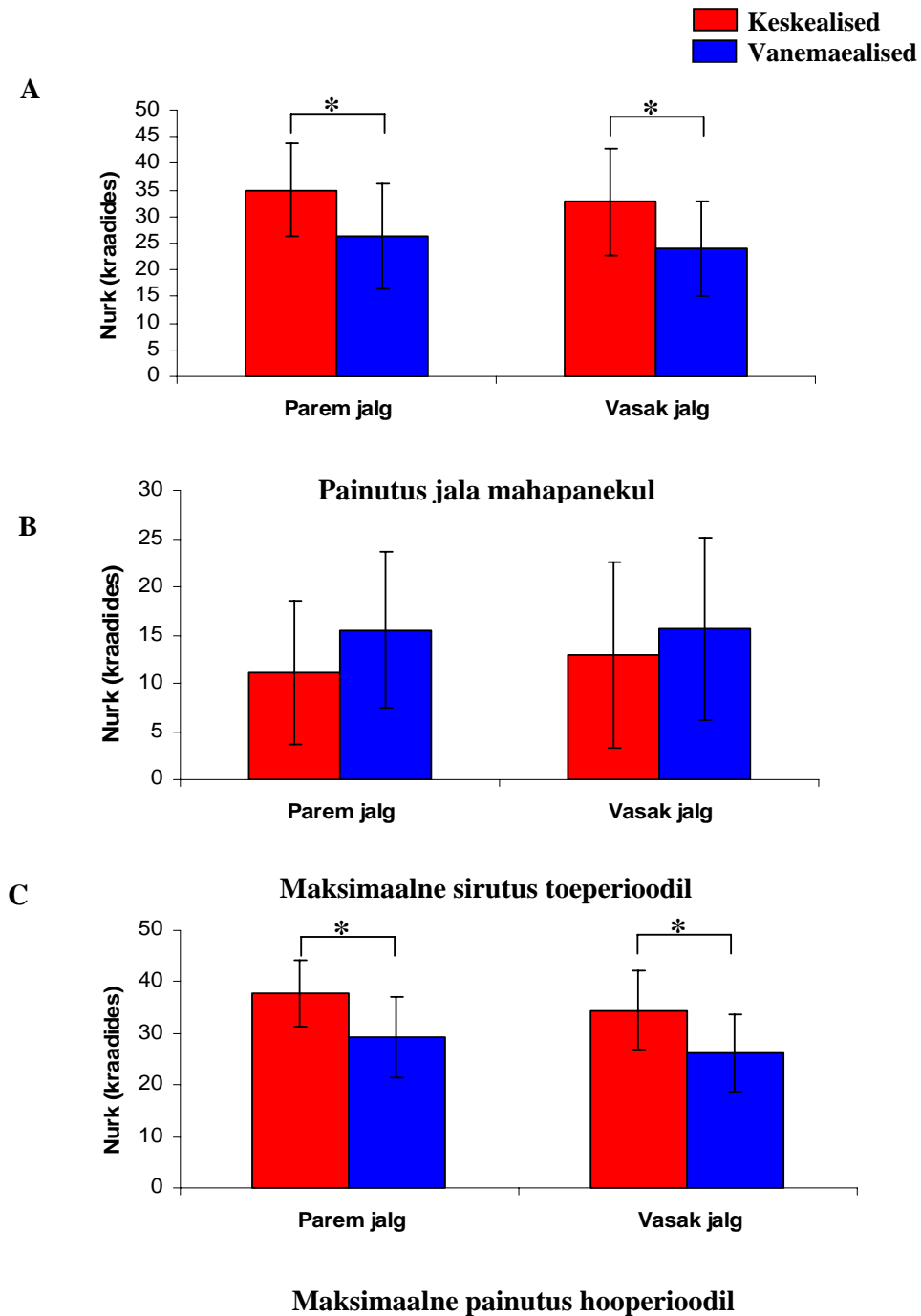
Kesk- ja vanemaealistel naistel ei ilmnenud olulisi erinevusi dorsaalfleksioonis jala mahaasetamise hetkel (joon 12A). Toeperioodil oli dorsaalfleksioon vasakul jalal suurem ($p < 0,05$) vanemaealistel naistel, parema jala puhul olulisi erinevusi gruppide vahel ei ilmnenud (joon. 12B). Maksimaalne plantaarfleksioon kõnni hoofaasis oli vasakul jalal väiksem ($p < 0,05$) keskealistel naistel võrreldes vanemaealiste naistega. Parema jala puhul olulisi erinevusi uuritud gruppidel selles näitajas ei ilmnenud (joon. 12C). Maksimaalses dorsaalfleksioonis hoofaasis ei ilmnenud olulisi erinevusi kahe grupi vahel mõlema jala puhul (joon. 12D).

4.5. Ankeetküsitluse tulemused

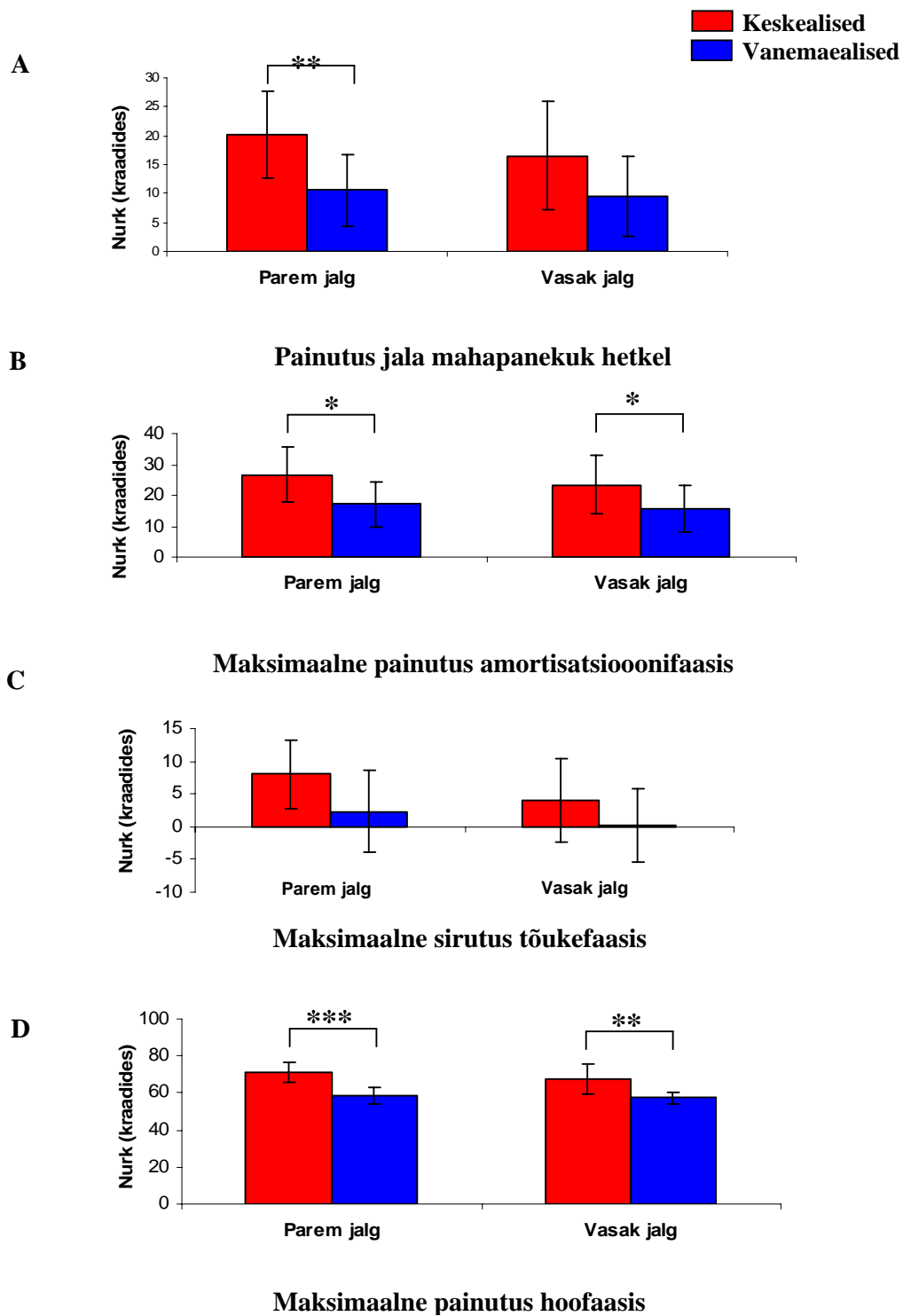
Ankeetide põhjal selgus, et tervislik seisund uuringu hetkel oli kõigil vaatlusalustel hea. Kellelgi ei esinenud ühtegi testimise tulemust mõjuvat kõrvalnähtu tervisehäire näol. Selgus, et varem esinenud haigused ei põhjustanud otseselt takistusi aktiivseks eluviisiks. Tervisehäiretest esines vanemaealistel naistel kõige rohkem liigestehaigusi ja uuringu ajaks paranenud luumurde.



Joonis 9. Vaagna kalle kõnnil. ($\bar{X} \pm SD$). A – jala mahapaneku hetkel, B – maksimaalne vaagna kalle.



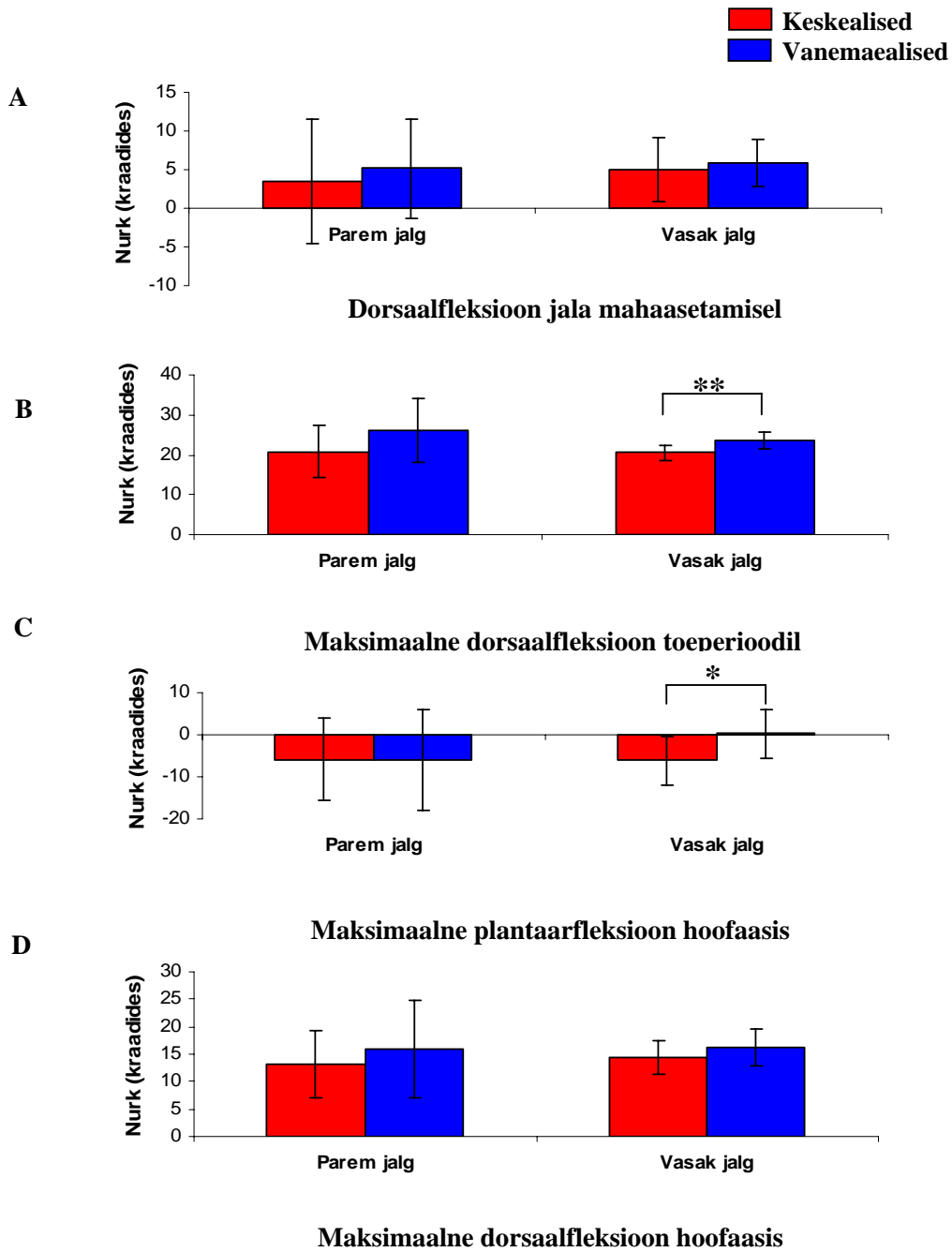
Joonis 10. Nurk puusaliigeses kõnni erinevates faasides sagitaaltasapinnas. ($\bar{X} \pm SD$). A- painutus jala mahapanekul, B- maksimaalne sirutus toeperioodil, C- maksimaalne painutus hooperioodil. * $p < 0,05$.



Joonis 11. Nurk põlveliigeses kõnni erinevates faasides sagitaaltasapinnas. ($\bar{X} \pm SD$).

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 12. Nurk hüppeliigeses kõnni erinevates faasides sagitaaltasapinnas. ($\bar{X} \pm SD$). A- dorsaalfleksioon jala mahaasetamise hetkel, B- maksimaalne dorsaalfleksioon toeperioodil, C- maksimaalne plantaarfleksioon hoofaasis, D- maksimaalne dorsaalfleksioon hoofaasis. * $p < 0,05$; ** $p < 0,01$.

Keskealised naised kaebasid enam liigestehaiguste ja radikulopaatia (kaela ja alaselja osas) üle. Kaks uuritavat olid põdenud südamelihase põletikku. Mõlema grupi vaatlusalused olid kehaliselt aktiivsed. Keskealised naised tegelesid kehalise treeninguga (peamiselt aeroobikaga) keskmiselt 1-2 korda nädalas ning treeningtunni kestuseks keskmiselt 1 tund. Vanemaealised naised tegelesid 2-3 korda nädalas peamiselt võimlemisega, treeningtund kestis keskmiselt 0,5 kuni 1 tundi. Lisaks harrastasid vanemaealised naised jalutamist.

5. TÖÖ TULEMUSTE ARUTELU

Käesolevas uurimistöös võrreldi keskealistel (45-56-aastastel) ning vanemaealistel (62-71-aastastel) naistel alajäsemete funktsionaalset võimekust, kasutades selleks reie nelipealihase isomeetrilise ja isokineetilise jõu ning käelihaste ja sääre kolmpealihase isomeetrilise jõu määramist. Samuti hinnati neil kõnnifunktsiooni näitajaid.

Tahtelise isomeetrilise maksimaaljõu testides ei ilmnenu olulisi ealiseid muutusi nii käelihaste, sääre kolmpealihase kui ka reie nelipealihase osas. Kuigi isomeetriline jõud uuritud lihasrühmadel oli mõnevõrra suurem keskealistel võrreldes vanemaealiste naistega, statistiliselt olulist erinevust nende vanusegruppide vahel ei ilmnenu. Küll aga ilmnenu statistiliselt olulised erinevused uuritud gruppidel suhtelises jõus (joon. 7), mis iseloomustab maksimaalse isomeetrilise jõu suhet uuritava kehamassiga. Sääre kolmpealihase suhteline jõud oli vanemaealistel naistel domineerival jalal keskmiselt 27% väiksem võrreldes keskealiste naistega. Reie nelipealihase puhul oli see näitaja aga vanemaealistel keskmiselt 22% ja parema käe pigistusjõu puhul 17% väiksem. Ka kirjanduse andmeil hakkab lihasjõud langema keskmiselt 50. eluaastast ja see langus kiireneb peale 60.-70. eluaastat, seejuures jõu langus toimub kiiremini alajäsemete võrreldes ülajäsemete lihastega (McDonagh 1984; Barklay 1993; Lynch *et al.* 1999). Vananemisest põhjustatud lihaste jõugenereerimise võime langus on seostatud lihasmassi vähenemisega (sarkopeeniaga), kusjuures ilmekalt avaldub see alates 60. eluaastast (Lexell *et al.* 1983). Lihasmassi vähenemine võib olla põhjustatud nii hormonaalse tasakaalu häirumisest organismis (Häkkinen *et al.* 1995) kui ka kehalise aktiivsuse mahu ja intensiivsuse vähenemisest vanemas eas (Mälkiä *et al.* 1994). Lihasmassi vähenemine vananemisel võib olla seotud lihaskiudude hulga ja suuruse vähenemisega (Aniansson, Gustafsson 1981). Eriti rõhutatakse seejuures kiirete lihaskiudude atroofiat (Lexell *et al.* 1983; Vandervoort 2002). Teine oluline faktor, mis vananedes võib lihasjõudu alandada on mootorsete ühikute arvu vähenemine motoneuronpuulis ja nende töösse rakendamise (rekruteerimise) häirumine (Campell 1973; Macaluso, De vito 2004). Vaatamata sellele, et kõik uuringus osalenud naised olid kehaliselt aktiivsed, võis vanemate naiste puhul kehalise aktiivsuse maht olla liiga väike, et säilitada võimalikult kaua lihasjõu kõrget taset. Vanemad naised tegelesid

tervisepordiga (peamiselt võimlemisega) keskmiselt kaks kuni kolm korda nädalas. Hea seisundi säilitamiseks peaks aga kehaliselt aktiivne olema 3-4 korda nädalas.

Reie nelipealihase kiirusjõu omadusi vananemisel uuriti antud töös isokineetilise jõumomendi ja võimsuse alusel, mis määrati kiirel sääre sirutusliigutusel kahel erineval nurkkiirusel. Uuring näitas, et reie nelipealihase poolt arendatud isokineetiline jõumoment ei erinenud uuritud vanusegruppidel oluliselt. Ka isokineetilisel pingutusel arendatud võimsuse puhul ei leitud statistiliselt olulisi erinevusi uuritud gruppidel. Küll aga võib jälle mainida, et keskealistel naistel olid nimetatud näitajad mõnevõrra suuremad kui vanemaealistel. Seega ilmnes reie nelipealihase kiirusjõu languse tendents vananemisel. Uurides suhtelist isokineetilist jõumomenti ja suhtelist võimsust, so. nende parameetrite suhet kehamassiga, leiti oluline erinevus kahe grupi vahel vaid nurkkiirusel 60°/s, mil keskealistel naistel suhteline isokineetiline jõumoment oli võrreldes vanemaealiste naistega keskmiselt 23% suurem (joon. 8). Kuigi isokineetilise dünamomeetria testide puhul uuritud vanusegruppidel statistiliselt olulist erinevust ei täheldatud, esines tendentsi dünaamilise lihasjõu alanemise osas seoses vanusega. Need muutused kiirusjõus võivad olla tingitud sellest, et vananedes toimub lihaskiudude selektiivne atroofia ja eelkõige väheneb kiirete lihaskiudude hulk lihases (Grimby *et al.* 1982; Sato *et al.* 1984). On teada, et mida rohkem on lihases kiireid lihaskiude, seda kiiremini suudab lihas kontraheeruda ja arendada jõudu ning seda suuremat pinget ta genereerib ajaühikus, so. seda suurem on jõugradient.

Ka KNS-is toimuvad muutused seoses vananemisega mõjuvad lihase kiirusliku jõu alasele võimekusele. Ajus toimuvate erutusprotsesside kiiruse languse tõttu vananemisel (Wyatt *et al.* 1986) võib langeda lihase pingutusel arendatav võimsus ja seega ka jõu genereerimise kiirus, kuna ei suudeta piisavalt ulatuslikult ja kiiresti lihast aktiveerida. Kuna McComas kaasautoritega (1971) on leidnud, et mootorsete ühikute arvu olulist vähenemist ei toimu enne 60. eluaastat, siis tuleb otsida ka teisi lihaste kiirusjõu alase võimekuse languse põhjuseid. Ühe põhjusena võib välja tuua lihase kontraktiilsete omaduste langust kesk- ja vanemas eas (Pääsuke *et al.* 1999, 2000).

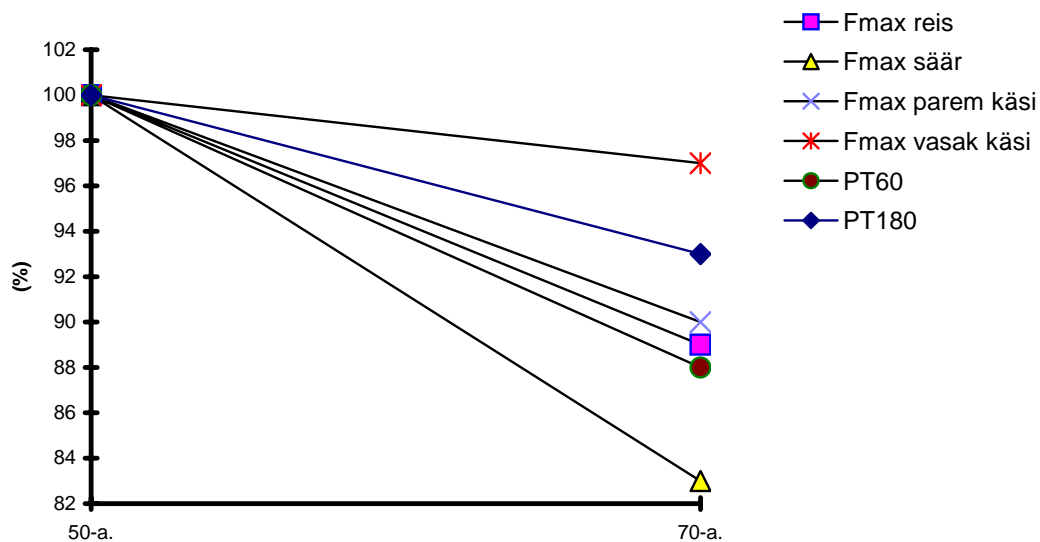
Lihaste kiirusjõu omadused olenevad ka kehalisest aktiivsusest. Kuna enamus vanemaealistest naistest tegeles tervisevõimlemisega, see tähendab aeroobse ja suhteliselt madala intensiivsuse tööga, siis selline treeningu viis ei mõjuta oluliselt

kiireid lihaskiude ega aita oluliselt säilitada lihaste jõugenerereerimise kiirust. Teiseks oluliseks faktoriks, mis võib mõjutada kiirusjõu omadusi vanemaealistel naistel, on lihastevaheline koordinatsioon ja konkreetsetes liigutustes osalevate agonist-antagonist lihaste aktiivsus (Rack *et al.* 1974). Müeliiniseeritud spinaalsete närvijuurte ja perifeersete närvide osaline kadu vananemisel (Gardner 1940; Swallow 1966) mõjutab oluliselt lihaskiudude innervatsiooni ning võib põhjustada nõrgema motoorse vastuse ning seoses sellega ka väiksema jõumomendi ja võimsuse pingutusel. Selektiivne kiirete alfa-motoneuronite kadu seljaajus on korrelatiivses seoses plahvatusliku jõu langusega. Kuna kiired alfa-motoneuronid innerveerivad kiireid lihaskiude, mis omakorda rekruteeritakse kiirusjõu harjutustel, sealhulgas ka näiteks hüpetes, on ka järeldatav miks vanemaealistel naistel kiirusjõu omadused langevad (Larsson 1982). Mida suuremat pingutust antud ülesanne nõuab, seda rohkem on vaja motoorseid ühikuid töösse rakendada. Kuid seoses vananemisega motoorsete ühikute rekruteerimise võime langeb (McComas *et al.* 1971; Macaluso, De Vito 2004). Kiirusjõu omaduste alanemine vanemaealistel naistel võib olla seotud ka alajäsemete sirutajalihaste neuuraalse aktivatsioonivõime (mobiliseerimisvõime) alanemisega (Pääsuke *et al.* 2000). Seoses muutustega KNS-s väheneb ilmselt ka võime ennast maksimaalselt pingutuseks mobiliseerida.

Kirjanduse andmeil on vanusega seotud alajäsemete sirutajalihaste plahvatusliku jõu muutused oluliselt suuremad võrreldes sama lihasgrupi maksimaalse jõuga (Izquierdo *et al.* 1999). Meie tulemused seda täiel määral ei kinnita. Võrreldes jõu ja kiirusjõu parameetrite suhtelist muutumist seoses vananemisega, ei leitud antud uurimustöös, et vananemisel muutuvad kiirusjõu näitajad rohkem kui maksimaaljõu näitajad. Jõu ja kiirusjõu parameetrite muutumist vananemisel hinnati antud töö puhul eelkõige reie nelipealihase, sääre kolmpealihase ja käelihaste jõunäitajate võrdlemise alusel kesk- ja vanemaealistel naistel. Joonisel 13 on toodud lihasjõu parameetrite suhteline muutus vanemaealistel võrreldes keskealistega (%-des). Kiirusjõuga seotud tegevused nõuavad kiirete lihaskiudude suurt osalust harjutuse sooritamisel. Samas aga on vananemise käigus toimunud lihasmassi vähenemine, sealjuures just kiirete lihaskiudude selektiivne atroofia, mis seletab kiirusjõu suuremat muutumist. Ka vanusega kaasnevaid neuro-muskulaarseid muutuseid peetakse üheks peamiseks põhjuseks, miks kiirusjõualane võimekus on rohkem muutunud. Vananemisel on halvenenud närvisüsteemi võime analüüsida informatsiooni ja aktiveerida lihaseid ja

seda eriti plahvatuslikku jõudu nõudvate tegevuste puhul (Spirduso 2005). Ka on oluliselt vähenenud lihaskontraktsiooni kiirus. Struktuursetest muutustest võib vananemisel esile tuua side- ja rasvkoe hulga olulise suurenemise lihastes, mis samuti mõjutab kiirusjõu alast võimekust (Lexell et al. 1983).

Meie tulemustest aga selgus, et kiirusjõud ja maksimaaljõud muutusid vananemise käigus sarnaselt. Muutused võiksid paremini esile tulla, kui uuritud naised oleksid olnud kehaliselt mitteaktiivsed. Istuva eluviisiga vanemaealiste liikumisaparaadis toimuvad muutused on ulatuslikumad kui aktiivse eluviisiga eakaaslastel. Antud uuringu puhul olid kõik naised kehaliselt aktiivsed ja seetõttu võisid need muutused ilmnemata jääda.



Joonis 13. Jõu ja kiirusjõu parameetrite suhteline muutus vanemaealistel võrreldes keskealiste naistega (keskealiste naiste väärtused on võetud võrdseks 100%-ga). $F_{\max \text{ reis}}$ - reie nelipealihase isomeetiline maksimaaljõud; $F_{\max \text{ sääär}}$ - sääre kolmpealihase isomeetiline maksimaaljõud; $F_{\max \text{ parem käsi}}$ - parema käe isomeetiline maksimaaljõud; $F_{\max \text{ vasak käsi}}$ - vasaku käe isomeetiline maksimaaljõud; PT_{60} - reie nelipealihase maksimaalne isokineetiline jõumoment nurkkiirusel $60^\circ/\text{s}$; PT_{180} - reie nelipealihase maksimaalne isokineetiline jõumoment nurkkiirusel $180^\circ/\text{s}$.

Kirjanduse andmeil on reie nelipealihase maksimaalse tahtelise jõu langus vanemaealistel peamiseks põhjuseks, miks neil erinevad igapäeva toimetused on muutunud raskemaks, sealhulgas kõnd ja istest püstitõus (Hyatt et al. 1990). Ka

käesolev uurimustöö näitas, et vanemaealistel naistel oli reie nelipealihase tahteline maksimaaljõud langenud 12% võrreldes keskealiste naistega. Kuid põhjusena, miks kõnni parameetrid (eriti just ajalised parameetrid) olid suhteliselt sarnased kesk- ja vanemaealistel naistel, võib tuua selle toiminguga igapäevase sooritamise. Sealjuures on vanemad naised rohkem keskendunud ning sooritavad ülesandena püstitatud kõndi ka oluliselt rohkem keskendunumalt. Lisaks olid ka vanema vaatlusaluste grupi moodustanud naised kehaliselt aktiivsed, mis võis mõjutada, et erinevused nende kahe grupi vahel kõnni ajalistes parameetrites ei olnud statistiliselt olulised.

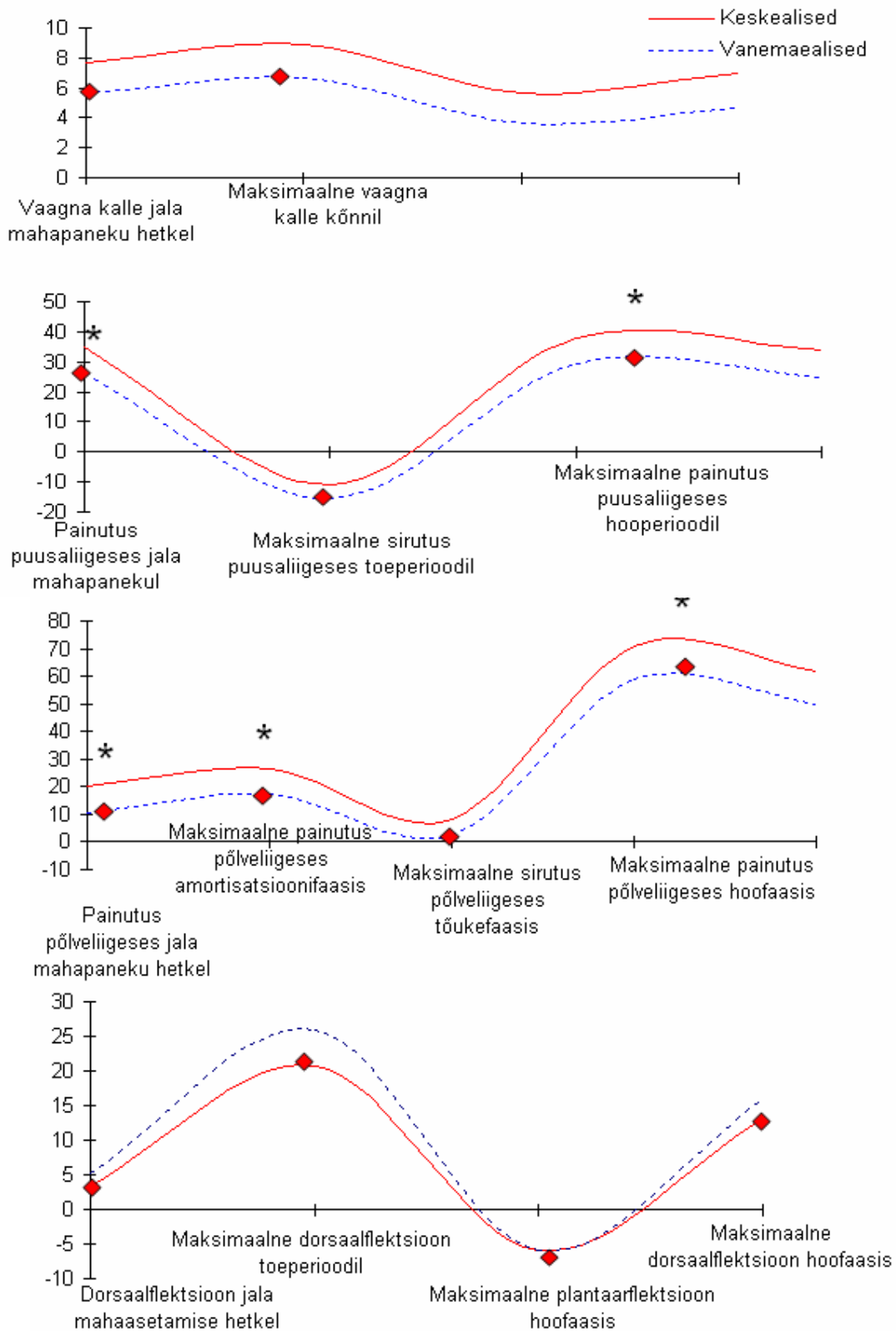
Vananedes on muutunud KNS-i funktsionaalne võimekus, mistõttu on halvenenud võime lihast (kiiresti) aktiveerida. Skeletilihased ja nende neuraalse kontrolli võime hakkavad muutuma keskmiselt 50-60 aasta vanuselt (Booth *et al.* 1994). Seega kompenseerivad vanemad naised maksimaalse tahtelise lihasjõu ning lihaste kiirusjõu parameetrite halvenemist edukalt liikumise ruumiliste parameetrite ja strateegia muutumisega (liigutused on neil aeglasemad ja nende sooritamise viis on muutunud). Ka töö tulemustes kajastus, et näiteks sammu pikkus kõnnil oli keskealistel naistel oluliselt suurem kui vanemaealistel naistel. See kinnitab erinevates varemates uuringutes täheldatud fakti, et vanemaealised naised kõnnivad lühemate sammudega. Ühe olulise põhjusena, miks vanemaealised inimesed kasutavad kõnnil lühemaid samme on asjaolu, et neil on halvenenud keha tasakaal ja selle säilitamise võime. Muutunud keha tasakaalu põhjused vananemisel võivad peituda nii KNS-i tasandil kui ka lihaste morfo-funktsionaalsetes omadustes. Keha tasakaalu kontrolli teostatakse kesknärvisüsteemi poolt, mis aktiveerib erinevaid posturaalseid lihaseid, näiteks sääre kolmpealihast (Nardone *et al.* 1997). Tavalise seismise puhul on vaid väike osa posturaalsetest lihastest aktiivsed (Schieppati *et al.* 1996). Kui aga proprioretseptiivses, visuaalses või vestibulaares sisendis on puudujääke, näiteks silmad kinni seismisel, siis keha kõikumine suureneb ja tasakaalu säilitamiseks suureneb ka lihaste aktiivsus (Dietz 1992). Ferdjallah *et al.* (1999) on samuti kinnitanud väidet, et mida rohkem lihaseid on aktiveeritud, seda parem keha tasakaal saavutatakse. Winter *et al.* (1996) sõnastas lihaste ülesande keha tasakaalu tagamisel vedruefekti näite näol, mis peab keha raskuskeskme muutusi seismisel/kõndimisel tasakaalustama. Selle teostamiseks muutub lihaste toonus, mida reguleerib KNS, mille funktsioneerimine on vananemise käigus halvenenud. Vananedes toimub üldine kognitiivse ja motoorse süsteemi talitluse aeglustumine. Vanemaealistel on info

töötlemine vestibulaarses, visuaalses ja somatosensoorses süsteemis aeglustunud ning selle tulemusena on neil keha tasakaalufunktsioonid häiritud (Teasdale *et al.* 1991). Lord ja Menz (2000) leidsid, et lisaks visuaalsele infole on tasakaalu säilitamisel oluline ka reie nelipealihase jõud ning motoorse reaktsiooni aeg. Kuna vananedes nelipealihase jõud väheneb ja reaktsiooniaeg pikeneb, on ka tasakaalu säilitamine seetõttu halvenenud ja kõnni parameetrid muutunud.

Teiseks sammu pikkuse vähenemise põhjuseks on ka liigete liikuvuse vähenemine vananemise käigus (Larish 1988).

Käesolevas töös uuriti kesk- ja vanemaealistel naistel ka liigete kinemaatikat kõnnil, so. nurga muutusi kõnnil erinevates liikumisfaasides. Keskenduti sagitaaltelje ümber toimuvatele liikumistele puusa-, põlve- ja hüppeliigeses. Samuti uuriti vaagna asendit kõnnil.

Normaalse kõnni ajal toimuvad enamasti liikumisi sagitaaltasapinnas. Kõnd kujuneb välja tavaliselt 5-aasta vanuselt, pärast mida on kõnnimustri parameetrid sarnased täiskasvanutele, välja arvatud ajalised ja ruumilised parameetrid. Kõnni kinemaatika ja kineetika muutub olulisel määral seoses vananemisega. Toimuvad muutused liigete nurkades, samuti kõnni ajalistes ja ruumilistes parameetrites (Õunpuu *et al.* 1991). Ka antud töös ilmnisid osades kõnniparameetrites olulised erinevused uuritud gruppidel (joon. 14). Seejuures olulisi erinevusi kesk- ja vanemaealistel naistel ei ilmnunud vaagna kaldes. Muutused vaagna asendis kõnnil on tingitud uuritavate kehaasendist. Käesolevas uurimustöös osalenud mõlema grupi naised olid kehaliselt aktiivsed ja terved, rüht oli naistel hea. See võib olla põhjuseks, miks vananemisega kaasuvad muutused kõnnil vaagna asendis ei ilmnunud. Erinevused ilmnisid puusaliigese painutuses kõnni ajal, kus painutus puusaliigesest jala mahapaneku hetkel ja hoofaasis oli oluliselt suurem keskealistel naistel võrreldes vanemaealiste naistega. Ka kirjanduse andmeil on liigete liikuvus vanemaealistel vähenenud ja seoses sellega halvenenud ka kõnnifunktsioon (Joseph 1988). Ühe põhjusena, miks keskealistel naistel oli kõnnil suurem painutus puusast on asjaolu, et nad kõndisid pikemate sammudega. Mida pikem on samm, seda suurem on painutus- ja sirutusliigutus puusaliigesest kõnnil. Võib nimetada üldist liigete liikuvuse langust vanemas eas, mis tingib liigete väiksemad liikumisamplituudid kõnnil. Samuti



Joonis 14. Vaagna kalle ja nurga muutused puusa-, põlve- ja hüppeliigeses kõnnil erinevas vanuses naistel (parema jala näitajad). * $p < 0,05$ võrreldes vanemaealiste naistega

kasutavad vanemaealised kõnnil laiemat tugipinda ning lühemaid samme, mis vähendab vajadust painutada puusa endises ulatuses (Elble 1997). Lisaks mõjutab oluliselt painutust nii puusa- kui ka põlveliigesest vanemate inimeste kõnnile iseloomulik vähenenud sammu kõrgus. Viimane aitab vältida kukkumisi (Spiriduso 2005).

Keskealistel naistel oli painutus põlveliigeses kõnnil suurem kui vanemaealistel naistel. Põhjus, miks see nii võib olla on mitmeid. Esiteks, keskealised naised kõndisid pikemate sammudega kui vanemaealised naised. Lühemaid samme kasutavad vanemaealised nii kukkumise vältimiseks, sest nii pikendatakse kaksiktoe perioodi ja kindlustatakse keha tasakaalu, kui ka põhjusel, et vähenenud on liigete liikuvusulatus. Vanemaealistele on iseloomulik niinimetatud „jäik kõnd” ja „paterdav kõnd”. Viimase puhul kasutatakse raskuse ülekandmisel ühelt jalalt teisele laiemat tugipinda ja rohkem kogu kehatüve (keharaskuse siirdamine küljelt küljele), kui et painutatakse jalga puusa- ja põlveliigesest (Barclay 1993). Samuti on vähene painutus põlveliigesest kõnnil põhjustatud nõrgast reie nelipealihasest ja/või halvenenud proprioretseptioonist (Graf *et al.* 2005).

Liigete liikuvuse langus alajäsemetes seoses vananemisega toimub eelkõige puusa-, põlve- ja hüppeliigeses (Murray *et al.* 1969). On eeldatud, et liigete liikuvuse vähenemist vananemisega saab vältida või vähendada spetsiaalse kehalise treeninguga. Kuid Ronsky *et al.* (1995) leidsid, uurides mehi ja naisi vanuses 60 kuni 79 aastat, et igasugune kehaline treening omab positiivset efekti liigete liikuvuse säilitamisele vanemas eas. Ka antud uurimustöös osalenud naised olid kõik kehaliselt aktiivsed, tegeledes peamiselt tervistava võimlemisega. See võib olla põhjuseks, miks ei esinenud antud töös kõnnil väga suuri erinevusi kesk- ja vanemaealistel naistel nurga muutustes hüppeliigeses kõnnil. Vanematel naistel ilmnes vasakul jalal oluliselt suurem dorsaalfleksioon kõnni toeperioodil. Selle võis põhjustada vanematele inimestele iseloomulik kükurused kehahoiakuga kõnd, mil keha raskuskese on tavapärasest eespool, suurendades seega aga kaasvalt dorsaalfleksiooni toeperioodil. Dorsaalfleksioon võib olla suurenenud ka põhjusel, et vanemad inimesed kõnnivad neile iseloomulikult rohkem sirutatud põlveliigestega (Elble 1997), mis nähtus ka antud töö puhul. Samuti võivad liigset dorsaalfleksiooni põhjustada nõrgad säärelihased (Vandervoort, McComas 1986).

Lihaskõnni vähenemine vanemas eas on üks peamisi põhjusi, mis kõnnifunktsiooni muudab (Graf *et al.* 2005). Peamiseks kõnnimustri muutuse põhjuseks arvatakse olevat plantaarfleksiooni teostavate lihaste nõrgenemine (Anderson, Pandy 2001). Ochala *et al.* (2003) põhjendavad vananemisega kaasuvat lihaskõnni langust eelkõige lihasatroofiaga. Käesolevas uuringus oli vasaku jala puhul kõnni hoofaasis vanemaealistel naistel plantaarfleksioon väiksem kui keskealistel naistel. Ka Hageman ja Blanke (1986) on leidnud, et naistel vanuses 60 kuni 84 aastat on oluliselt väiksem hüppeliigese liikumise amplituud kõnnil võrreldes naistega vanuses 20 kuni 35 aastat. Plantaarfleksiooni vähenemine vanemaealistel on üsna iseloomulik adaptatsioon kõnnil, saavutamaks kindlustunnet ja vähendades ohtu kukkumisteks (Spirduso *et al.* 2005). Winter *et al.* (1990) on leidnud naistel olulist plantaarfleksiooni teostavate lihaste jõu alanemist seoses vanusega, mis samuti halvendab kõndi, istest püstitõusmist ja teisi igapäevatoiminguid. Eriliselt tähtsustatakse just plantaarfleksiooni teostavate lihaste olulisust kõnnil ning samas on leitud antud lihaste jõu langust 20 kuni 40% vananemise käigus (Graf *et al.* 2005). Judge *et al.* (1996) on leidnud, et vanemaealised võivad suurendada kõnni kiiruse tõstmiseks puusa fleksorite aga mitte plantaarfleksorite osakaalu, kinnitades veelkord viimaste nõrkust.

Kehalise aktiivsuse säilitamine vanemas eas võib olla üheks põhjuseks, miks kõnnimustri muutused on suhteliselt väikesed (Joseph 1988). Samas käesoleva töö põhjal võisid tekkinud muutused olla põhjustatud naissuguhormoonide produktsiooni alanemisest vanemas eas. Seejuures enamasti uuritud keskealisi naisi olid premenopausis. Naissuguhormoonide produktsiooni langus (östradiol, östroon) võib endaga kaasa tuua lihaskõnni, aga ka KNS-i funktsioneerimise languse (McEwen 1999). Lihaskõnnid ja elustiil on oluliselt sõltuvad naissuguhormoonide produktsioonist organismis. On näidatud, et parimad tulemused lihaskõnni parandamiseks saadakse hormoonasendusravi ja kehalise treeningu koostoimel (Sipilä, Poutamo 2002).

Antud töö tulemustele põhinedes võib öelda, et erinevused kesk- ja vanemaealistel naistel kõnnifunktsioonis olid suhteliselt väikesed, kuna uuritud vanemaealistel naistel ei esinenud otseselt vananemisega kaasuvaid patoloogilisi muutusi. Leitud erinevused uuritud gruppide vahel olid tingitud eelkõige sellest, et vanemad naised kasutasid kõnnil lühemaid samme. Muutused vaagna asendis ja hüppeliigese liikumise ulatuses kõnnil kerkivad esile eelkõige juhul, kui keha asend kõnnil on küürus ja esinevad vananemisega kaasuvad patoloogiad. Peamiseks vananemisega seotud olevaks

muutuseks kõnnil oli sammu pikkuse lühenemine vanematel naistel, mis tingis ka mõningaid muutusi liigeste kinemaatikas.

Ankeetvastuste põhjal võib öelda, et antud uuringus ei olnud vaatlusaluste tervislik seisund otseselt kesk- ja vanemaealiste naiste vahel ilmnunud motoorse võimekuse näitajate erinevuste puhul määravaks faktoriks. Küll aga võivad need kerged erinevused, mis ilmsid üla- ja alajäsemete lihaste funktsionaalse võimekuse näitajates ning kõnni parameetrites olla põhjustatud üldise kehalise aktiivsuse mahu ja intensiivsuse langusest vanemaealistel naistel. Kirjanduse andmeil ilmneb kehalise aktiivsuse järsk vähenemine pärast 60. eluaastat (Mälkia *et al.* 1994). Suur osa vananemisega kaasnevaist funktsionaalsete võimete langusest on tingitud just üldise kehalise aktiivsuse vähenemisest. Paljud uuringud on näidanud, et eelkõige langeb vananedes liikumise intensiivsus, kusjuures pensioniealiste inimeste peamised liikumisvormid on käimine ja koduvõimlemine (Heikkinen 1995).

6. JÄRELDUSED

1. Keskealistel (45-56-aastastel) ja vanemaealistel (62-71-aastastel) naistel ei ilmnenu olulisi erinevusi käelihaste, reie nelipealihase ja sääre kolmpealihase isomeetrilises maksimaaljõus. Seejuures nende lihasrühmade suhteline jõud (maksimaaljõu ja kehamassi suhe) oli keskealistel naistel suurem.
2. Reie nelipealihase isokineetilise jõu näitajad kesk- ja vanemaealistel naistel oluliselt ei erinenud.
3. Vanemaealised naised kõndisid lühemate sammudega kui keskealised, kusjuures kõnni kiiruses ja kõnni ajalistes parameetrites olulisi erinevusi kesk- ja vanemaealistel naistel ei ilmnenu.
4. Kõnnil nähtus vanemaealistel naistel keskealistega võrreldes väiksem liikumise amplituud põlve- ja puusaliigeses, hinnatuna sagitaaltasapinnas. Vaagna liikumise ning jala dorsaal- ja plantaarfleksiooni amplituud kõnnil kesk- ja vanemaealistel naistel oluliselt ei erinenud.

KASUTATUD KIRJANDUS

1. Allen T.H., Anderson E.C., Langham W.H. Total body potassium and gross body composition in relation to age. *J. Gerontol.* 1960, 15: 348-357
2. Anderson F.C., Pandy M.G. Dynamic optimization of human walking. *J. Biomech. Eng.* 2001, 123: 381-390
3. Andonian M.H., Fahim M.A. Effects of endurance exercise on the morphology of mouse neuromuscular junctions during ageing. *J. Neurocytol.* 1987, 16: 589-599
4. Aniansson A., Gustaffson E. Physical training in elderly men with special reference to quadriceps muscle strength and morphology. *Clin. Physiol.* 1981, 1: 87-98
5. Asmussen E. Muscular exercise. In: Fen W.O. & Rahn H. (eds). *Handbook of Physiology: Section 3: Respiration, Vol.2.* American Physiological Society. Washington, 1965, pp. 939-987
6. Asmussen E. Aging and exercise. In: Horvath S.M. & Jousef M.K. (eds) *Environmental Physiology: Aging, Heat and Altitude.* Elsevier, New York, 1980, pp. 419-428
7. Asmussen E., Bonde-Petersen F. Storage of elastic energy in skeletal muscles in man. *Acta Physiol. Scand.* 1974, 91: 385-392
8. Barclay L. *Clinical Geriatric Neurology.* London, 1993. pp. 21-154
9. Barker D., Ip M.C. The probable existence of a process of motor end-plate replacement. *J. Physiol (London)* 1965, 176: 11-12
10. Bobbert M.F., Gerritsen K.G., Litjens M.C.A., van Soest A.J. Why is countermovement jump height greater than squat jump height? *Med. Sci. Sports Exerc.* 1996, 28: 1402-1412
11. Booth F.W., Weeden S.H., Tseng B.S. Effect of aging on human skeletal muscle and motor function. *Med. Sci. Sports Exerc.* 1994, 26: 556-560
12. Borges O. Isometric and isokinetic knee extension and flexion torque in men and women aged 20-70 years. *Scan. J. Rehabil. Med.* 1989, 21: 45-53

13. Borkan G.A., Hults D.E., Gerzof S.G., Roggins A.H., Silbert C.K. Age changes in body composition revealed by computertomography. *J. Gerontol.* 1983, 38: 673-677
14. Bosco C., Komi P.V. Influence of aging on the mechanical behavior of leg extensor muscles. *Eur. J. Appl. Physiol.* 1980, 45: 209-219
15. Bretz K., Lee C.P. Static balance and motor coordination in elderly. Abstracts of XVth Congress of the International Society of Biomechanics. Jyväskylä, 1995, pp.128-129
16. Campell M.J., McComas A.J., Petitto F. Physiological changes in ageing muscles. *J. Neurol., Neurosurg. Psychiat.* 1973, 36: 174-182
17. Canning C.G., Ada L., Johnson J.J., McWhirter S. Walking capacity in mild to moderate Parkinson's disease. *Arch. Phys. Med. Rehabil.* 2006, 87: 371-375
18. Cavanagh P.R., Komi P.V. Electromechanical delay in human skeletal muscle under concentric and eccentric contractions. *Eur. J. Appl. Physiol.* 1979, 42: 159-163
19. Crowninshield R.D., Brand R.A., Johnston R.C. The effects of walking velocity and age on hip kinematics and kinetics. *Clin. Orthop.* 1978, 132: 140-144
20. Daubney M.E., Culham E.G. Lower-extremity muscle force and balance performance in adults aged 65 years and older. *Phys. Ther.* 1999, 79:1177-1185
21. Davis R.B., Ounpuu S., Tyburski D.S., Gage J.R. A gait analysis data collection and reduction technique. *Hum. Mov. Sci.* 1991, 10: 575-587
22. Davies C.T.M., White M.J. Contractile properties of elderly human triceps surae. *Gerontology*, 1983, 29: 19-25
23. DeLuca P. A. The use of gait analysis and dynamic EMG in the assesment of the child with cerebral palsy. *Hum. Mov. Sci.* 1991, 10: 543
24. DeLuca P., Davis R., Öunpuu S. Alterations in surgical decision based on threedimensional gait analysis. *J. Pediatr. Othop.* 1997, 17: 608
25. Delwaide P.J., Delmotte P. Comparison of normal senile gait with parkinson gait. In: Calne D.B., Crippa D., Comi G., Horowski R., Trabucchi M (eds). *Parkinsonism and Aging.* New York, 1989.

26. Deschenes M.R., Covault J., Kraemer W.J., Maresh C.M. The neuromuscular junction. muscle fibre type differences plasticity and adaptability to increased and decreased activity. *Sports Med.* 1994, 17: 358-372
27. Dietz V. Human neuronal control of automatic functional movements: interaction between central programs and afferent input. *Physiol. Rev.* 1992, 72: 33-69
28. Elble R.J. Changes in gait with normal aging. In: Masdeu J.C., Sudarsky L., Wolfson L (eds.). *Gait Disorders of Aging. Falls and Therapeutic Strategies.* 1997, 93-106
29. Essen B., Haggmark T. Lactate concentration in type I and II muscle fibers during muscular contraction in man. *Acta Physiol. Scand.* 1975, 95: 344-346
30. Ferdjallah M., Harris G.F., Wertsch J.J. Instantaneous postural stability characterization using time-frequency analysis. *Gait Posture* 1999, 10: 129-134
31. Fitzgerald R.H., Kaufer H., Malkani A. *Orthopaedics.* Mosby, 2002
32. Gage J. The role of gait analysis in the treatment of cerebral palsy. *J. Pediatr. Orthop.* 1994, 14: 701
33. Gage J.R., Öunpuu S. Gait analysis in clinical practise. *Semin. Orthop.* 1989, 4: 72
34. Gardner E. Decrease in human neurones with age. *Anat. Rec.* 1940, 77: 529-536
35. George B.J., Goldberg N. The benefits of exercise in geriatric women. *Am. J. Geriatr. Cardiol.* 2001, 10(5):260-263
36. Graf A., Judge J.O., Öunpuu S., Thelen D.G. The effect of walking speed on lower-extremity joint power among elderly adults who exhibit low physical performance. *Arch. Phys. Med. Rehabil.* 2005, 86: 2177-2183
37. Grimby G., Danneskiold-Samsoe B., Hvid K., Saltin B. Morphology and enzymatic capacity in arm and leg muscles in 78-81 year old men and women. *Acta Physiol. Scand.* 1982, 115: 125-134
38. Gross M.M., Stevenson P.J., Charette S.L., Pyka G., Marcus R. Effect of muscle strength and movement speed on the biomechanics of rising from a chair healthy elderly and young women. *Gait Posture* 1998, 8: 175-185
39. Hageman P.A., Blanke D.J. Comparison of gait of young women and elderly women. *Phys. Ther.* 1986, 66: 1382

40. Heikkinen E. Liikumine kesk- ja vanemas eas. Liikumine ja meditsiin. Tallinn, 1998. pp. 93-104
41. Häkkinen K., Pastinene U.M., Karsikas R., Linnamo V. Neuromuscular performance in voluntary bilateral and unilateral contractions and during electrical stimulation in men at different ages. *Eur. J. Appl. Physiol.* 1995, 70: 518-527
42. Hyatt R.H., whitelaw M.N., Bhat A., Scott S., Maxwell J.D. Association of muscle strength with functional status of elderly people. *Age Ageing* 1990, 19: 330-6
43. Ikai M., Yabe K., Ishii K. Muskelkraft und muskulare Ermüdung bei willkürlicher Anspannung und elektrischer Reizung des Muskels. *Sportarzt Sportmed.* 1967, 5: 197-211
44. Imms F.J., Edholm O.G. Studies of gait and mobility in the elderly. *Age Ageing.* 1981, 10: 147-156
45. Inman V.T., Ralston H.J., Todd F. *Human Walking.* Williams and Wilkins. Baltimore, 1981
46. Izquierdo M., Aguado X., Gonzales R., Lopez J.L., Häkkinen K. Maximal and explosive force production capacity and balance performance in men of different ages. *Eur. J. Appl. Physiol.* 1999, 79: 260-267
47. James A. Joseph. Central determinants of age-related declines in motor function. *Ann. New York Acad. Sci.* 1988, 515:18-29
48. Judge J.O., Davis R., Ounpuu S. Step length reductions in advanced age: the role of ankle and hip kinetics. *J. Gerontol. A. Biol. Sci. Med. Sci.* 1996, 51: 303-312
49. Kavanagh T., Shepard R.J. Can regular sports participation slow the ageing process? Some further data on masters athletes. *Physician Sportmed.* 1990, 18: 94-104
50. Klug G.A., Botterman B.R., Stull J.T. The effect of low frequency stimulation on myosin light chain phosphorylation in skeletal muscle. *J. Biol. Chem.* 1982, 257: 4688-4690

51. Larish D.D., Martin P.E., Mungiole M. Characteristic patterns of gait in the healthy old. In: Joseph J.A (eds.). Central Determinants of Age-Related Declines in Motor Function. Annals New York Acad. Sci. 1988, 515:18-31
52. Larsson L. Physical training effect on muscle morphology in sedentary males at different ages. Med. Sci. Sports Exerc. 1982, 14:203-206
53. Lexell J. Strength training and muscle hypertrophy in older men and women. Top. Geriatr. Rehabil. 2000, 15: 41-46
54. Lexell J., Hendriksson-Larsen K., Winblad B. Distribution of different fibre types in human skeletal muscles : effects of ageing studied in whole muscle sections. Muscle Nerve 1983, 6: 588-595
55. Lord S.R., Menz H.B. Visual contributions to postural stability in older adults. J Gerontol. 2000, 46: 306-10
56. Lundgren-Lindquist B., Aniansson A., Rundgren A. Functional studies in 79-year-olds. III. Walking performance and climbing capacity. Scand. J. Rehabil. Med. 1983, 15: 125
57. Lynch N.A., Metter E.J., Lindle R.S., Fozard J.L., Tobin J.D., Roy T.A., Fleg J.L., Hurley B.F. Muscle quality. I. Age-associated differences between arm and leg muscle group. J. Appl. Physiol. 1999, 86: 188-194
58. Mathias S., Nayak U.S., Isaacs B. Balance in elderly patients. The „get-up and go test”. Arch. Phys. Med. Rehabil. 1986, 67: 387
59. Macaluso A., De Vito G. Muscle strength, power and adaptations to resistance training in older people. Eur J. Appl Physiol 2004, 91: 450-472
60. Macaluso A., De Vito G., Felici F., Nimmo M. A. Electromyogram changes during sustained contraction after resistance training in women in their 3rd and 8th decades. Eur J Appl Physiol 2000, 82: 418-424
61. MacClennan W.J., Hall M.R.P., Timothy J.I., Robinson M. Is weakness in old age due to muscle wasting? Age Ageing. 1980, 9: 188-192
62. McComas A.J., Fawcett P.R.W., Campbell M.J., Sica R.E.P. Electrophysiological estimation of the number of motor units within a human muscle. J. Neurol. Neurosurg. Psychiatry. 1971, 34: 121-131

63. McDonagh M.N.J., White M.J., Davies C.T.M. Different effects of ageing on the mechanical properties of human arm and leg muscles. *Gerontol.* 1984, 30: 49-54
64. McEwen B., Alves S.E. Estrogen action in the central nervous system. *Endocr. Rev.* 1999, 20: 279-307
65. Mertens DJ., Shephard R.J., Kavanagh T. Long-term exercise therapy for chronic obstructive lung disease. *Respiration*, 1978, 35: 96-107
66. Murray M.P., Kory R.C., Clarkson B.H. Walking patterns in healthy old men. *J. Gerontol.* 1969, 24: 169-178
67. Mälkiä E., Impivaara O., Heliövaara M., Maatela J. The physical activity of healthy and chronically ill adults in Finland at work, at leisure and during commuting. *Scand. J. Med. Sci. Sports.* 1994, 4: 82-87
68. Nardone A., Tarantola J., Giordano A., Schieppati M. Fatigue effects on body balance. *Electroencephal. Clin. Neurophysiol.* 1997, 105: 309-320
69. Nigg B.M., Fisher V., Ronsky J.L. Gait characteristics as a function of age and gender. *Gait Posture.* 1994, 2: 213-220
70. Ochala J., Lambertz D., Pousson M., Goubel F., Van Hoecke J. Changes in mechanical properties of human plantar flexor muscles in ageing. *Exp. Gerontol.* 2003, 39: 349-358
71. Overstall P.W., Exton-Smith A.N., Imms F. J., Johnson A.L. Falls in the elderly related to postural imbalance. *Br. Med. J.* 1997, 1: 261-4
72. Potvin A.R. Human neurologic function and the aging process. *J. Amer. Geriatr. Soc.* 1980, 28:1
73. Pääsuke M., Ereline J., Gapeyeva H. Comparison of twitch contractile properties of plantarflexor muscles in young and middle-aged men. *Acta Kinesiol. Univ Tartu.* 1999, 4: 161-170
74. Pääsuke M., Ereline J., Gapeyeva H., Sirkel S., Sander P. Age-related differences in vertical jumping performance in women. *Acta Kinesiol. Univ Tartu.* 2000, 170: 51-57

75. Pääsuke M., Ereline J., Gapeyeva H., Sirkel S., Sander P. Age-related differences in twitch contractile properties of the plantarflexor muscles in women. *Acta Physiol. Scand.* 2000, 170: 51-57
76. Rack P.M.H., Westbury D.R. The short range stiffness of active mammalian muscle and its effect on mechanical properties. *J. Physiol. (London)* 1974, 240: 331-350
77. Ring C., Nayak U.S., Isaacs B. The effect of visual deprivation and proprioceptive change on postural sway in healthy adults. *J. Am. Geriatr. Soc.* 1989, 37: 745-9
78. Rodosky M.W., Andriacchi T.P., Andersson B.J. The influence of chair height on lower limb mechanics during rising. *J. Orthop. Res.* 1989, 7: 266-71
79. Ronsky J.L., Nigg B.M, Fisher V. Correlation between physical activity and the gait characteristics and ankle joint flexibility of the elderly. *Clin. Biomech.* 1995, 10: 41-49
80. Sage G.H. *Motor Learning and Control: A Neurophysiological Approach.* Brown, Dubuque 1984, pp. 218-227
81. Sato T., Akatsuka H., Kito K., Tokoro., Tauchi H. Age changes in size and number of muscle fibers in human minor pectoral muscle. *Mech. Ageing Develop.* 1984, 28: 99-109
82. Secher N.H., Rorsgaard S., Secher O. Contralateral influence on recruitment of curarized muscle fibers during maximal voluntary extension of the legs. *Acta Physiol. Scand.* 1978, 103: 456-462
83. Scarborough D.M., Krebs D.E., Harris B.A. Quadriceps muscle strength and dynamic stability in elderly persons. *Gait Posture* 1999, 10: 10-20
84. Schmidt R.A. *Motor Control and Learning: A Behavioral Emphasis*, 2nd ed. Human Kinetics, Champaign, 1988, pp. 366-388
85. Schieppati M., Nardone A., Valmadre G., Tarantola J. Effect of fatiguing and non-fatiguing exercise on body sway in normal standing subjects. *Nat. Posturol. Marseille*, 1996
86. Sipilä S., Poutamo J. Muscle performance, sex hormones and training in perimenopausal and post-menopausal women. *Scand. J. Sci. Sports.* 2002, 13: 19-25

87. Spirduso W.W. Physical Development and Decline. Physical Dimensions of Aging. Human Kinetics, Champaign, 2005
88. Stanley S.N., Taylor N.A.S. Skeletal muscle work and power in ageing women. Proceedings of 13th International Congress on Biomechanics. Perth, 1991, p. 6
89. Stebbins C.L., Schultz E., Smith R.T., Smith E.L. Effects of chronic exercise during aging on muscle and end-plate morphology in rats. J. Appl. Physiol. 1985, 58: 45-51
90. Sudarsky L. Current concepts. Geriatrics- gait disorders in the elderly. N. Engl. J. Med. 1990, 322: 1441
91. Swallow M. Fibre size and content of anterior tibial nerve of the foot. J. Neurol. Neurosurg. Psychiat. 1966, 29: 205-213
92. Taesdale N., Stelmach G.E., Breunig A. Postural sway characteristics of the elderly under normal and altered visual and support surface conditions. J. Gerontol. 1991, 46: 238-44
93. Teesalu S. Laste ja noorukite osteoporoos. Tartu, 1997
94. Teravainen H., Calne D.B. Motor system in normal ageing and Parkinson's disease. In: Katzman R., Terry R. (eds). Neurology of Ageing. Davis, Philadelphia, 1983, pp. 85-109
95. Tilvis R., Sourander L. Geriaatria. Medicina, 1996, lk. 25-38.
96. Vandervoort A.A. Aging of the human neuromuscular system. Muscle Nerve 2002, 25: 17-25
97. Vandervoort A.A., McComas A.J. Contractile changes in opposing muscles of the human ankle joint with aging. J. Appl. Physiol. 1986, 61: 361-367
98. Vandervoort A.A., Hayes K.C. Plantarflexor muscle function in young and elderly women. Eur. J. Appl. Physiol. 1989, 58: 389-394.
99. Victoroff J. Central nervous system changes. In: Kaplin M.I., Sadock B.J., (eds). Comprehensive Textbook of Psychiatry vol. 2, 30th Anniversary Edition 1994, pp. 2539-2544.

100. Whipple R.H., Wolfson L.I., Amerman P. The relationship of knee and ankle weakness to falls in nursing home residents. An isokinetic study. *J. Amer. Geriat. Soc.* 1987, 35:13
101. Whittle M.W. *Gait Analysis: An Introduction*. Butterworth Heinemann, 2003
102. Winter D.A. Biomechanical motor patterns in normal walking. *J. Mot. Behav.* 1983, 15: 302-330
103. Winter D.A. *The Biomechanics and Motor Control of Human gait. Normal, Elderly and Pathological*. University of Waterloo Press, Canada 1991.
104. Winter D.A.. Foot trajectory in human gait. A precise and multifactorial motor control task. *Phys. Ther.* 1992, 72:45
105. Winter D.A. Human balance and posture control during standing and walking. *Gait Posture* 1995, 3: 193-214
106. Winter D.A, Patla A.E, Frank J.S, Walt S.E. Biomechanical walking pattern changes in the fit and healthy elderly. *Phys. Ther.* 1990; 70:340-347.
107. Winter D.A., Prince F., Frank J.S., Powell C., Zabjek K.F. Unified A/P and M/L in quiet stance. *J. Neurophysiol.* 1996, 75: 2334-43
108. Wolfson L.I., Whipple R.H., Amerman P., Kleinberg A. Stressing the postural response: a quantitative method of testing balance. *J. Am. Geriat. Soc.* 1986, 34:845
109. Wyatt J.R., Medinaceli L., Freed W.J. In: Bergener M., Ermini M., Stähelin H.B., (eds). *Functional Repair of the Nervous System: A Focus on Aging, The 1986 Sandoz Lectures in Gerontology. Dimensions in Aging*. London, 1986, pp. 143-145
110. Öunpuu S., Gage J.R., Davis R.B. Three-dimensional lower extremity joint kinetics in normal pediatric gait. *J. Pediatr. Othop.* 1991, 11: 341
111. Young A. Exercise physiology in geriatric practice. *Acta Med. Scand.* 1986, Suppl 711: 227-232
112. Zahn P.K. Vanadus ja vananemine. Schmidt R.F., Thews G. *Inimesese füsioloogia*. Tartu, 1997, lk. 737-842

113. Zhou S., Lawson DL., Morrison WE., Fairweather I. Electromechanical delay in isometric muscle contractions evoked by voluntary, reflex and electrical stimulation. *Eur. J. Appl. Physiol.* 1995, 70: 138-145

Muscle strength and gait function in middle-aged and elderly women

Piret Laus

SUMMARY

The aim of this study was to compare the motor performance in women at different ages. Twenty two women aged 45 to 71 years volunteered in this study. Subjects were healthy and physically active and they were divided into two groups: middle-aged (mean age of $49,4 \pm 3,6$ years) and elderly (mean age of $67,7 \pm 3,1$ years). The maximal isometric hand grip strength was measured by hand dynamometer ARP-90 (Russia), isometric maximal voluntary contraction (MVC) force of the knee extensor and plantarflexor muscles were measured by specially designed dynamometric chairs. The isokinetic maximal peak-torque and power output of the knee extensor muscles were assessed by isokinetic dynamometer "Cybex II". Three-dimensional gait analysis was done by using optic-electronic movement analysis system BTS Elite 2002 (Italy). The questionnaire about health condition and the everyday physical activity was performed.

The following conclusions were made:

1. Middle-aged (45-56-years-olds) and elderly (62-71-years-olds) women didn't have significant differences in maximal hand grip strength, and MVC force of the knee extensor and plantarflexor muscles.
2. Isokinetic peak-torque and power output of the knee extensor muscles did not differ significantly in middle-aged and elderly women.
3. Elderly women walked with shorter steps compared to middle-aged women, whereas walking speed and other temporal parameters did not differ significantly in measured groups of women.
4. In sagittal plane, a significantly smaller movement amplitude during walking was observed in hip and knee joint in elderly women compared to middle-aged women. Pelvic and ankle movement amplitude during walking was similar in measured groups.

LISAD

Uuritava nõusolek naiste motoorse võimekuse uuringu läbiviimiseks.

Töö teemaks on **lihasjõu ja kõnnifunktsiooni näitajad kesk- ja vanemaealistel naistel.**

Informatsioon uuritavale:

Antud uurimustöös püstitati järgmised ülesanded:

1. Määrata käe, sääre ja reie isomeetriline maksimaaljõud
2. Määrata reie nelipealihase isokineetilise jõu näitajad erinevatel nurkkiirustel.
3. Hinnata kõnnifunktsiooni.
4. Hinnata istest püstitõusu funktsiooni.

Töös püstitatud ülesannete lahendamiseks kasutatakse järgmisi meetodeid:

1. Dünamomeetria- käe, sääre ja reie lihaste uurimiseks
2. Markerite süsteemi abil kõnni uurimine kõnnirajal.

Mind,, on informeeritud ülalmainitud uuringust ja ma olen teadlik läbiviidava uurimustöö eesmärgist, uuringu läbiviimise metoodikast ja uuringuga seotud võimalikest riskidest ja kinnitan oma nõusolekut osalemiseks selles uuringus oma allkirjaga.

Uuritava aadress ja telefon:

Tean, et uuringute käigus tekkivate küsimuste ja võimalike tervisehäirete kohta saan mulle vajalikku täiendavat informatsiooni professor Mati Pääsukeselt, Tartu Ülikooli Kinesioloogia ja Biomehaanika laboratooriumist, Tartu Ujula 4- 205, tel: 376 286

.....
kuupäev ja aasta

Täname uuringus osalemise eest!

Lisa 2

Nimi.....
Sünniaeg..... ; vanus aastates.....
Sugu.....
Kodune aadress.....
.....telefon.....
Töökoht ja amet.....

Pikkus.....
Kaal.....
Domineeriv jalg.....

Kas Teil on esinenud või olete põdenud järgnevaid haigusi:(järgnevate küsimuste puhul palume vastata jah või ei, vajadusel ka aasta (millal).

stenokardia (valu rinnakus).....
südamelihasepõletik ehk müokardiit.....
reuma.....

liigeste haigused
kui jah, siis millised.....
lülisamba haigused (näiteks skolioos ehk lülisambakõverdumus)
kui jah siis millised.....
südame infarkt.....

Kas Teil on esinenud luumurde, kui jah siis millises piirkonnas ja millal.....

Millal teil lõppesid menstruaatsioonid (vanus aastates).....
Kas on midagi muud, mis oleks oluline Teie tervise kohta teada (mõni haigus vms).....

Kui palju Te olete praegu kehaliselt aktiivne? (õigele vastusevariandile tõmmata joon alla)

Tegelen kehalise aktiivsusega 1-2 korda nädalas
2-3 korda nädalas
3-4 korda nädalas

Kui pikk on Teie treeningtund.....
Millise alaga Te tegelete (võimlemine, aeroobika, ujumine, rahvatants vms).....

Kus kohas Te sellega tegelete (spordiklubi vms)

Millise spordialaga te noorusese tegelesite ja kui palju.....

Kas olete kodus aktiivne (talutööd vms).....

Millised on teie huvialad (hobi või huviringid).....

Kas seoses sportimisega on teil esinenud jäsemete vigastusi, kui jah siis millal ja millises piirkonnas.....

Täname uuringus osalemise eest!