

**LIHASTEN VOIMANTUOTON YHTEYS
TASAPAINOKONTROLLIIN DYNAAMISESSA
TASAPAINOHÄIRIÖSSÄ NUORILLA MIEHILLÄ JA NAISILLA**

Pirjo Poikkimäki

Biomekaniikan Pro gradu -tutkielma

Syksy 2016

Liikuntabiologian laitos

Jyväskylän yliopisto

Ohjaaja: J. Piirainen, V. Linnamo

TIIVISTELMÄ

Poikkimäki, Pirjo (2016). Lihasten voimantuoton yhteys tasapainokontrolliin dynaamisessa tasapainohäiriössä nuorilla miehillä ja naisilla. Liikuntabiologian laitos, Jyväskylän yliopisto. Biomekaniikan Pro gradu -tutkielma, 71s.

Tasapaino on oleellinen osa ihmisen jokapäiväistä arkea. Sen säilyttäminen on joko tiedostamatonta tai tiedostettua hermo-lihasjärjestelmän avulla tapahtuvaa kokonaisvaltaista toimintaa. Tasapaino kehittyy luonnollisesti yksilön kasvamisen myötä, toisaalta sen harjoittelu on ensiarvoisen tärkeää loukkaantumisten ehkäisemiseksi erityisesti ikääntyneillä. Tässä tutkimuksessa selvitettiin tasapainokontrollin yhteyttä lihasten voimantuottoon dynaamisessa tasapainohäiriössä nuorilla miehillä ja naisilla.

Tutkimukseen osallistui 17 vapaaehtoista koehenkilöä (18-40v), jotka jaettiin kahteen ryhmään sukupuolen mukaan. Isometriset maksimivoimat ja voimantuotonopeus (RFD) polvenojennuksessa ja nilkanojennuksessa sekä tasapainohäiriöiden kokonaismitta (sCOP) dynaamisen tasapainotestin aikana tallennettiin raakadatana langattoman Coachtech-järjestelmän avulla. Häiriöiden aikana tapahtunut tasapainon korjaus askeleella kirjattiin manuaalisesti testipöytäkirjaan. Dynaaminen tasapaino testattiin koehenkilön seisoessa voimalevyn päällä liikkuvalla alustalla, jossa tasapainoa häirittiin horisontaalisuunnassa eteen - tai taaksepäin - liikkeessä ennalta arvaamattomasti. Tasapainohäiriöillä tarkoitetaan tässä työssä viisi kertaa viiden minuutin jaksoa, jossa jokainen viiden minuutin jakso sisälsi 32 häiriötä eteen - tai taaksepäin (yhteensä 160 häiriötä) viidellä eri nopeudella (0,05-0,1-0,15-0,2-0,25 m/s), kuudella eri kiihtyvyydellä (1,0-1,5-2,0-2,5-3,0-3,5 m/s²) häiriön mitan ollessa 300 mm. Häiriöjaksojen välissä oli minuutin palautus tasapainotestin kokonaisajan ollessa yhteensä noin 30 minuuttia.

Dynaamisen tasapainotestin aikana koko häiriönaikaisen painekeskapisteen poikkeaman (sCOP) mitta taaksepäin -liikkeen aikana oli miehillä 67,4-107,9 mm ja naisilla 62,0-110,4

mm ja eteenpäin - liikkeen aikana miehillä 63,7-109,6 mm ja naisilla 60,6-121,7 mm. Pieni poikkeaman mitta kuvasti tehokasta tasapainon korjausta ja suuri poikkeaman mitta heikompaa tasapainon korjausta ja reagointikykyä. Häiriöiden, voimien ja oikean jalan massan välillä oli merkitseviä eroja ($p < 0,05$, $p < 0,01$) sukupuolten välillä. Yksittäisissä häiriöissä löytyi korrelaatioita tasapainon ja oikean jalan massan sekä voimantuoton kanssa. Miehillä oli paremmat lihasvoimat ja suurempi oikean jalan lihasmassa. Naiset korjasivat miehiä useammin tasapainoan askeleella, kun häiriön nopeus oli 0,25m/s. Miehillä keskiarvoinen sCOP - mitta oli suurempi neljällä ensimmäisellä nopeudella, ja vasta viimeisellä nopeudella pienempi kuin naisilla. Kokonaisuutena naisten tasapaino oli miehiä heikompi sCOP- mittaan ja askeleella korjaamiseen perustuen.

Koehenkilöiden tausta jakautui sattumalta siten, että miesten ryhmä koostui liikunnallisesti aktiivisista tai kilpailevista koehenkilöistä, kun taas naisten ryhmä koostui liikuntaa satunnaisesti harrastavista. Tämä saattoi vaikuttaa siihen miksi miehillä oli naisia parempi tasapaino. Tasapainokontrolloinnin selvittämiseksi testitilanne oli ainutkertainen. Toistamalla sama testi tietyn aikajakson sisällä antaisi tulosta esimerkiksi oppimisen yhteydestä tasapainon kehittämisessä. Tasapainon kehittämisen kannalta pelkkä lihasvoimien harjoittaminen ei ehkä riitä, tarvitaan myös tasapainoharjoitteita.

Tässä tutkimuksessa miehet korjasivat tasapainoan askeleella naisia vähemmän, toisaalta miesten tasapainohäiriön mitta oli naisia pidempi neljässä viidestä häiriön nopeudesta. Lihasten voimantuotolla oli yhteyttä tasapainon säilyttämiseen siten, että naisilla tasapaino tässä tutkimuksessa oli miehiä heikompi.

Avainsanat: tasapaino, sCOP, häiriö

ABSTRACT

Poikkimäki, Pirjo (2016). The Connection Between Muscle Strength Production And Balance Control During Dynamic Balance Disturbance Among Young Male and Female. Department of Sport Science, University of Jyväskylä, Master's thesis, 71pp.

Balance plays an essential role in everyday actions and maintaining balance is whether conscious or unconscious by way of overall neuromuscular system. Balance skills develop naturally by growing but can also be learned, on the other hand improving balance is very critical to avoid injuries, especially with elder people. This work was made to find the connection of balance control and muscle force development during dynamic balance disturbance among young males and females.

There were 17 young (18-40 yrs) voluntary participants which were divided in two groups by gender. Maximum voluntary contraction (MVC), rate of force development (RFD) from knee extension and plantar flexion and balance displacement (sCOP) during balance test was measured using wireless Coachtech- system. Steps during balance disturbances were marked manually to test protocol. Dynamic balance was measured participants standing on a force plate. Force plate was set up on a movable support. Balance was disturbed unpredictable horizontally anterior-posterior directions. Balance disturbance in this work means five times five minutes cycle. One five minutes of cycle constructed of 32 disturbances forward-backward (altogether 160 disturbances) with five different speed (0,05-0,1-0,15-0,2-0,25 m/s), six different acceleration (1,0-1,5-2,0-2,5-3,0-3,5 m/s²), distance of perturbations were 300 mm. Between disturbances there was an one minute break, total time lasting about 30 minutes.

During dynamic balance test sCOP measure during backward- movement varied between 67,4-107,9 mm with males and 62,0-110,4 mm with females, during forward- movement 63,7-109,6 mm with males and 60,6-121,7 mm with females. Small value represented good

balance control as well as big value poor balance control. During disturbances and strength as well as right leg mass there was a static differences ($p < 0,05$, $p < 0,01$) between gender. During single disturbances a correlation was found between balance and right leg muscle mass and balance and strength production. Males had better muscle strength and bigger right leg muscle mass. Females corrected their balance with step more often than males especially at fast speed (0,25m/s). The average sCOP from 0,05m/s to 0,2m/s was longer in males and shorter than females at 0,25m/s. Based on results at this paper concerning sCOP and step correction it seems that female participants had poorer balance control than male participants.

By coincidence the background of participants was that males were of physically active or even competing athletes whereas females were more inactive. This may have had an impact on better balance observed in males. Investigation of balance control was unique, repeating the same test would give answers for example how learning can improve balance control. Improving balance requires balance training not only muscle strength exercise.

In this paper during disturbances males corrected balance by step less than females, on the other hand male's sCOP measure was longer than female in four from five speeds. Muscle strength production had connection to balance control so that females had poorer balance at this paper.

Key words: balance, sCOP, disturbance

KÄYTETYT LYHENTEET

COP	Painekeskkipiste (Center of pressure)
sCOP	Koko häiriönaikainen painekeskkipisteen siirtymä (The Whole Center of Press Displacement During Disturbance, mm)
COM	Massakeskipiste (Center of mass)
COG	Painopiste (Center of gravity)
MVC	Maksimaalinen tahdonalainen supistus (Maximal voluntary contraction)
RFD	Voimantuottonopeus (Rate of force development)
ke_RFD	Polvenojennuksen voimantuottonopeus (Knee Extension RFD)
pf_RFD	Nilkanojennuksen voimantuottonopeus (Plantar Flexion RFD)
ke_max	Polvenojennuksen maksimivoimat (Knee Extension MVC)
pf_max	Nilkanojennuksen maksimivoimat (Plantar Flexion MVC)
ojm	Oikean jalan lihasmassa (Right Leg Muscle Mass)

SISÄLTÖ

1	JOHDANTO	9
2	HERMO-LIHASJÄRJESTELMÄ.....	10
	2.1 Hermo-lihasjärjestelmän rakenne	10
	2.2 Hermo-lihasjärjestelmän toiminta	12
	2.2.1 Luurankolihas ja sen toiminta.....	12
	2.2.2.Spinaalinen kontrollointi.....	15
	2.2.3 Sentraalinen kontrollointi	16
	2.2.4 Miesten ja naisten välisiä eroja	18
3	TASAPAINO	20
	3.1 Tasapainon kontrollointi	20
	3.2 Tasapainostrategiat	22
	3.3 Tasapainoa ylläpitävät järjestelmät	24
	3.3.1 Somatosensorinen järjestelmä	25
	3.3.2 Visuaalinen järjestelmä.....	28
	3.3.3 Vestibulaarinen järjestelmä	29
4	DYNAAMINEN TASAPAINO	32
	4.1 Dynaamisen tasapainon testaaminen.....	32
5	TUTKIMUKSEN TARKOITUS JA HYPOTEEESI.....	37
6	TUTKIMUSMENETELMÄ.....	38
	6.1 Koehenkilöt.....	38
	6.2 Tutkimusasettelu.....	38

6.3	Mittaukset.....	39
6.4	Analysoitavat muuttujat	44
6.5	Statistiikka.....	45
7	TULOKSET	46
7.1	Fyysiset ominaisuudet.....	46
7.2	Tasapainohäiriön mitta eteen- ja taaksepäin -liikkeen aikana	47
7.3	Tasapainohäiriöt (sCOP), voimat ja oikean jalan lihassmassa.....	48
7.4	Tasapainohäiriöiden pituuden erot viidellä eri nopeudella.....	51
7.5	Askeleella korjaaminen häiriöissä 21 sekä 25-32.....	52
8	POHDINTA	55
9	LÄHTEET	60

1 JOHDANTO

Tasapaino on kykyä pitää kehon painekeskispiste (COP, center of pressure) tukipinnan päällä (Melo ym. 2009). COP on tukipinnalla oleva oletettu piste, johon henkilön koko massan paine kohdistuu. Tukipinta muodostuu molempien jalkapohjien ympärillä oleva alue. (Takada, 2013.). Massakeskipisteen (COM) siirtyminen tukipinnalla muuttaa myös painekeskispisteen paikkaa. Painekeskispisteen muutokset saavat alkunsa keskushermostossa (Stodolka ym. 2015). Paikoillaan seisominen vaatii tasapainon hallintaa asennon säilyttämiseksi, jota erilaiset sairaudet kuten Parkinsonin tauti voivat vaikeuttaa (Schlenstedt ym. 2015). Aivohalvaus tai muu keskushermoston vamma voi häiritä normaalia neuraalista prosessointia, joka vaikuttaa somatosensorisen järjestelmän afferentin palautteen yhdistelemiseen. Somatosensorisen järjestelmän vauriot vaikuttavat enemmän asennon säilyttämiseen kuin motorisen järjestelmän vauriot. (Marigold ym. 2004.).

Monet arkipäivän liikkeet vaativat dynaamista tasapainon kontrollointia (Winter ym. 1998), joka muodostuu proprioseptoreiden, liikkeen määrän ja voiman yhdistelmästä (Kahle ym. 2009; Gribble & Hertel, 2003). Keskushermosto reagoi tasapainon säilyttämiseen ennakoivilla ja korvaavilla vasteilla (Santos ym. 2010; Germano ym. 2016) ja tuottaa tarvittavan lihasvoiman yhdessä kehon muiden järjestelmien kanssa tasapainon säilyttämiseksi (Horak ym. 1997). Tasapainoa tutkitaan erilaisilla tukipintaan kohdistuvilla häiriöillä (Torres ym. 2014). Sukupuolten väliset erot tasapainon suhteen voivat vaihdella sen mukaan, onko kyseessä aktiivinen tai inaktiivinen henkilö (Torres ym. (2014).

Tässä tutkimuksessa tutkitaan lihasten voimantuoton ja lihasmassan yhteyttä tasapainokontrolliin dynaamisen tasapainohäiriön aikana nuorilla miehillä ja naisilla. Lisäksi tutkitaan missä vaiheessa ja millä nopeudella tasapaino korjataan askeleella.

2 HERMO-LIHASJÄRJESTELMÄ

2.1 Hermo-lihasjärjestelmän rakenne

Hermosto voidaan jakaa kahteen osaan: keskushermostoon ja perifeeriseen hermostoon (Kaucká & Adameyko, 2014). Keskushermosto kuljettaa ja tulkitsee signaaleja sekä välittää eksitoivia ja infiboivia stimuluksia perifeeriselle hermostolle. Perifeerisen hermoston katsotaan olevan kommunikoinnin vaihtopaikka keskushermoston, muun kehon ja ympäristön välillä sensoristen ja eksitoivien signaalien välittyessä molempiin suuntiin. Perifeerinen hermosto on kehon yksi suurin ja monimutkaisin rakenne, joka muodostuu hermoista, sensorisista reseptoreista ja keskushermoston ulkopuolella olevista ganglioista. (Tian ym. 2015.). Keskushermostoon eli sentraaliseen hermostoon kuuluvat aivot ja selkäydin. Aivoissa on isoivot, väliaivot, aivorunko ja pikkuaivot. Isoivojen uurteinen rakenne jakaa sen neljään lohkokseen: otsalohko, päälaenlohko, ohimolohko ja takaraivolohko. Aivorunko käsittää keskiaivot, aivosillan ja ydinjatkeen. (McArdle ym. 2015, 384-389.). Aivorunko, joka on aivojen alin osa, yhdistää aivot selkäyttimeen. Selkäytimen keskellä on harmaa aines, jota ympäröi ja suojelee valkea aines. Harmaa, perhosenmallinen aines sisältää lukuisia hermosoluja, dendriittejä, myelinisoituja ja myelinisoimattomia aksoneita, gliasoluja sekä kapillaareja. Valkeassa aineessa on pääasiassa gliasoluja ja myelinisoituja axoneita. (Tian ym. 2015.).

Fysiologisesti hermosto jaetaan itsenäisesti toimivaan autonomiseen ja tahdonalaisesti hallittavaan somaattiseen hermostoon (Elenkov ym. 2000). Autonominen hermosto jakautuu sympaattiseen ja parasympaattiseen hermostoon ylläpitäen fyysistä homeostaasia ja vastaten akuuttiin stressiin. Parasympaattinen hermosto hermottaa elinjärjestelmiä säädellen erilaisia fyysisiä toimintoja kuten hormonien eritystä, ruoansulatuksen peristaltiikkaa, tulehduksia ja immuunijärjestelmää (Kenney & Ganta, 2014.). Somaattisen hermoston neuronit hermottavat luurankolihasia mahdollistaen liikkeen. Se osallistuu myös refleksiikaren toimintaan. (Kaucká & Adameyko, 2014).

Hermokudos muodostuu hermosoluista ja gliasoluista eli hermotukisoluista. Hermosolut muodostuvat soomasta, axoneista (viejähaarake) ja dendriiteistä (tuojahaarake). Dendriitit monistavat sähköisiä signaaleita toisista hermosoluista soomaan. Axonit johtavat sähköisiä impulsseja kaukana soomasta. Gliasoluja kutsutaan Schwannin soluiksi ja satelliittisoluiksi, keskushermostossa niitä ovat oligodendrosyytit ja astroosyytit. (Tian ym. 2015; Negro ym. 2016). Schwannin solut ja oligodendrosyytit muodostavat aksonin ympärille myeliinitupen, joiden välillä on Ranvierin kurouma, joka on osallisena tiedonsiirtoon (Silverthorn 2007, 246, 250).

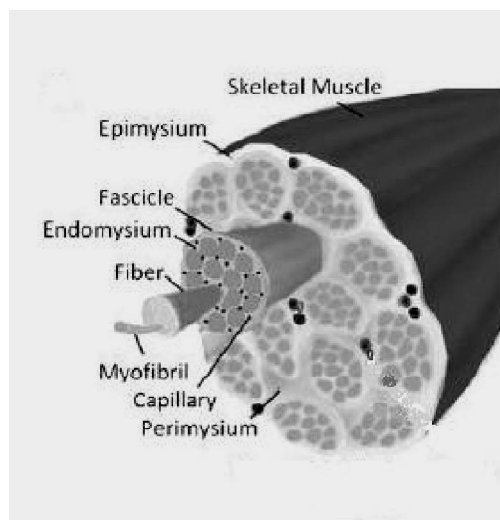
Keskushermostossa ja perifeerisessä hermostossa on afferentteja, sensorisia hermosoluja, efferenttejä, motorisia hermosoluja sekä välineuroneita (interneuroni). Afferentit hermosolut välittävät tietoa sensorisilta reseptoreilta keskushermostoon, efferentit hermosolut kuljettavat keskushermoston käskyt lihaksille. Tämä prosessi tapahtuu keskushermostossa eri tasoilla siten, että yksinkertaisimmat refleksit välittyvät alemmista sensorisista keskuksista alemmille motorisille keskuksille. Korkeammat ja alemmat sensoriset keskuksukset yhdessä ovat osallisena monimutkaisemmissa reflekseissä. (Fuller ym. 2011.). Aivokuoren otsalohko säilyttää sensorista informaatiota ja pitkäkestoisessa muistissa olevia aktiviteettiverkostoja aivojen temporaalisessa lohossa olevaan hippokampukseen (Stodolka ym. 2016).

Liitosta hermosolusta toiseen soluun, esimerkiksi lihassoluun, kutsutaan synapsiksi (Vilmont ym. 2016). Hermosolu vapauttaa välittäjäainetta, joka sitoutuu solussa oleviin reseptoreihin. Synapsi mahdollistaa kalvojännitteen potentiaalın muutoksen solusta toiseen, jolloin sähköinen impulssi siirtyy aksonipäätteen presynaptiselta kalvolta postsynaptiseen kalvoon aukkoliitoksen kautta. Välittäjäaineesta riippuu, onko impulssin toiminta kalvolla kiihdyttävä eli eksitoiva vai estävä eli inhiboiva. (Ouanounou ym. 2016.).

2.2 Hermo-lihasjärjestelmän toiminta

2.2.1 Luurankolihas ja sen toiminta

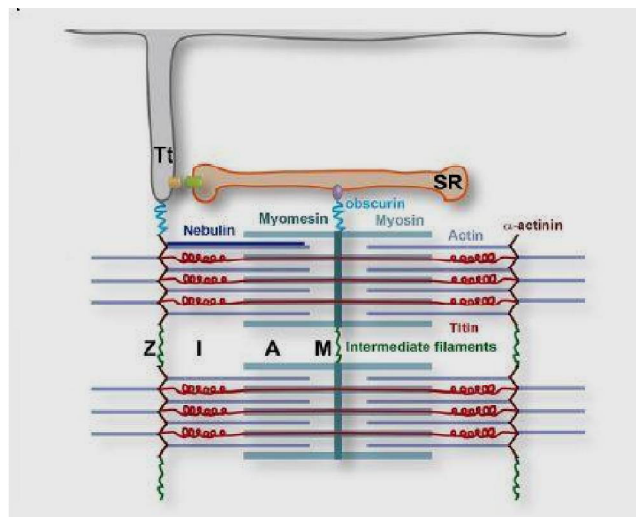
Lihaksen voidaan sanoa koostuvan neljästä tasosta, joita jokaista ympäröi kalvosto. Lihas, jota ympäröi epimysium, (Kuva 1) muodostuu lihassykimpuista, fasikkeleista. Jokaisessa lihassykimpuissa on lihassyiden lisäksi kapillaareja sekä sitä ympäröivä endomysium. Lihassykimppu, jota ympäröi perimysium, muodostuu lihassyistä. Lihassyitä ympäröi sarkolemma, lihasolukalvosto. Lihassyit ovat rakentuneet lihassäikeistä, myofibrilleistä. Myofibrilleja ympäröi endomysium. (Causey ym. 2012.).



KUVA 1. Lihasar kitehtuuri. Lihassäikeet (Myofibril) muodostavat lihassyitä (Fiber) ja sitä ympäröi endomysium. Lihassyistä (Fascicle) ja kapillaareista (Capillary) muodostuu lihassykimppu, jota ympäröi perimysium. Lihas (Skeletal Muscle) muodostuu lihassykimpuista ja sitä ympäröi epimysium. (Muokattu Causey ym. 2012).

Myofibrillit, jotka ovat järjestäytyneet rinnan, sisältävät sarjaan järjestäytyneitä sarkomeereja. Sarkomeeri (Kuva 2), luurankolihasen supistuva yksikkö, muodostuu kahdesta proteiinifilamentista, aktiinista ja myosiinista. (Mazelet ym. 2016.). Lihas

supistuu, kun aktiini ja myosiini liukuvat toistensa lomiin. Myosiiniin sitoutunut ATP (adenosiinitrifosfaatti) hydrolysoituu, jolloin kemiallinen energia muuttuu mekaaniseksi työksi. Tätä tapahtumaa kutsutaan poikittaissilta-sykliksi. (Huxley, 1985; Herzog, 2014.). Myosiini on paksu bipolaarinen pisaranmallinen proteiinifilamentti. Myosiinin päät kiinnittyvät aktiiniin jaksottain, jolloin ne tekevät aktiivista työtä tai tuottavat lämpöä passiivisen vaiheen aikana (Schutt & Lindberg, 1998; Ijkema-Paassen & Gramsbergen, 2005.). Tämä yhdessä kalsiumin vapauttamisen kanssa T-putkia ja sarkoplastisen retikulumin kautta saa aikaan nopean supistumisen ja relaksaation. (Gautel & Djinović-Carugo, 2016). Prosessia, jossa aktiopotentiaali leviää lihaksen solukalvolla T-putkiin aiheuttaen Ca^{2+} :n vapautumisen sarkoplastisesta retikulumista ja lihaksen supistumisen, kutsutaan ärsytys-supistus - koplaukseksi (Samsó, 2015).



KUVA 2. Sarkomeerin rakenne, jossa T-putket (Tt) linkittävät sarkolemman sarkoplastiseen retikulumiin (SR). Myosiini (turkoosi), aktiini (vaaleansininen). Sarkomeerin olennaisimmat alueet on merkitty kuvaan kirjaimin Z, I, A ja M. (Gautel & Djinović - Carugo, 2016).

Lihassolut voidaan jakaa kahteen pääryhmään histokemiallisen analyysin mukaan: hitaasti syttyviin, tyyppin I (punainen) lihassoluihin ja nopeasti syttyviin, tyyppin II (valkea) lihassoluihin. Tyyppin II lihassolut jaotellaan vielä Iia ja Iib-soluihin. (MacIntosh ym. 2006, 186-187.). Melkein kaikissa lihaksissa on sekä nopeita että hitaita lihassoluja.

Prosentuaalisesti tyypin I lihassoluja on 57 % selän ojentajalihaksissa, 46 % suorassa vatsalihaksessa, 54 % epäkäslihaksessa ja 35 % päännyökkääjälihaksessa. (Ijkema-Paassen & Gramsbergen, 2005.).

Motorinen yksikkö muodostuu yksittäisestä motoneuronista ja lihassyistä, joita se hermottaa (Masakado, 1994). Yhden motoneuronin hermottamien lihassyiden määrä voi vaihdella silmää liikuttavasta 50:stä lihassyistä yli 1000:een lihassyihin lihaksissa, jotka ovat osallisena asentoliikkeissä. (Miles, 1994.). Motoneuronit sijaitsevat selkäytimen etusarven harmaassa aineessa ja aivorungossa. Lihaksen voiman kasvu tapahtuu rekrytoimalla eli kasvattamalla aktiivisten motoristen yksiköitten määrää motoneuronialtaassa, jonka jälkeen voiman kasvu tapahtuu syttymistiheyttä kasvattamalla. Ensin aktivoituvat pienet ja sen jälkeen isot motoneuronit siten, että pienet motoneuronit hermottavat hitaasti supistuvia, väsymystä vastustavia tyypin I lihassyitä (Henneman ym. 1965). Aktivaation kasvaessa rekrytoidaan enemmän voimaa tuottavia, nopeasti supistuvia ja väsymystä vastustavia isompia tyypin Iia lihassyitä ja aivan lopuksi nopeasti supistuvia ja nopeasti väsyviä tyypin Iib lihassyitä (Masakodo, 1994; Miles, 1994). Nardone & Schieppatin (1988) tutkimuksessa huomattiin, että plantaarifleksion (nilkanojennus) ja voimantuoton aikana soleuksen ja gastrognemiuksen EMG kasvoi samansuuntaisesti. Dorsaalifleksion (nilkankoukistus) alussa soleuksen rekrytointi väheni hetkellisesti, kun taas gastrognemius rekrytoi lihassyitä voimakkaasti koko supistuksen ajan. Voimantuoton aikana soleus pysyi aktiivisena rekrytoiden suuria motorisia yksiköitä, kun taas gastrognemius rekrytoi vähemmän motorisia yksiköitä kuin tehtävän alussa. Vieira ym. (2012) päätyi samaan huomioon. Mediaalisen gastrognemiuksen motoristen yksiköiden rekrytointi oli epäsäännöllistä painekeskipeiteen huojuessa eteenpäin seisonnan aikana.

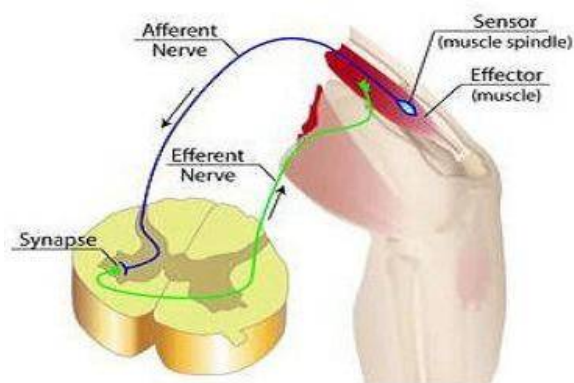
Lihasten koaktivaatiolla tarkoitetaan agonisti- ja antagonistilihaksen samanaikaista aktivaatiota, jolloin agonisti- ja antagonistilihasten toiminta vastustaa toisiaan ja nostaa lihas-jänteen jäykkyyttä (Kellis, 1998). Tahdonalaisen supistuksen aikana antagonistilihaksen aktivaation määrä on yleensä pienempi kuin agonistilihaksen. Lihasakiivisuutta ja koaktivaation tasoa mitataan pinta - EMG:llä antagonistilihaksesta.

(Duchateau & Baudry, 2014.). Agonistilihaksen aktivaation väheneminen voi johtua antagonistilihaksen koaktivaatiosta (Klass ym. 2005), sillä resiprokaalinen inhibitio on antagonistilihaksen relaksoitumista agonistilihaksen aktivaation aikana (Lavoie ym. 1997).

Renshawin solu on interneuroni, jolla on inhiboiva vaikutus valikoituun ryhmään alfamotoneuroneita (Alvarez ym. 2013). Renshawin solut ja motoneuronit muodostavat rinnakkaisen inhibitorisen ringin, joka kontrolloi motorista palautetta (Renshaw, 1941). Lisäksi se vaikuttaa interneuroneihin jotka välittävät motoneuronin resiprokaalista Ia inhibitiota, sekä toisiin Renshawin soluihin ja ja gammamotoneuroneihin (Earles ym. 2002). Renshawin solulla on inhiboiva vaikutus samaan tai synergistiseen alfa- ja gammamotoneuroniryhmään, josta sen oma afferentti hermotus lähtee. Tätä kutsutaan rinnakkaiseksi inhibitioksi. Renshawin solut heijastuvat propriospinaalisia ratoja pitkin ollen osallisena pääasiassa raajojen asennon kontrolloinnissa kuin distaalisten osien kontrolloinnissa (varpaat ja sormet). Toisin sanoen rinnakkainen inhibitio on voimakas niissä motoneuroneissa, jotka hermottavat proksimaalisia raajojen lihaksia ja vähemmän voimakas esimerkiksi ranteissa ja nilkoissa sekä kokonaan pois niistä motoneuroneista, jotka hermottavat kauimpana sijaitsevien raajojen lihaksia. (Holstege 1990.).

2.2.2 Spinaalinen kontrollointi

Spinaalinen kontrollointi on lihaksen supistumista refleksien avulla tahdosta riippumatta ja perustuu nopeaan reaktioon johonkin tukipinnan tai periferiasta saapuvan palautteen suhteen (Taube ym. 2008). Refleksikaari (Kuva 3) muodostuu monosynaptisesta refleksistä, joka vaatii yhden synapsin ja kaksi neuronია; venytykselle herkän lihasspindelien, Ia-afferentin hermon ja efferentin liikehermon (Sreenivasa & Nakamura, 2016, Casey ym. 2014; Myklebust, 1990; Liddell & Sherrington, 1924). Sensorisen reseptorin lihakselta välittämä impulssi siirtyy afferenttia hermorataa pitkin selkäyttimeen, josta impulssi palaa efferenttiä hermorataa pitkin saman lihaksen alfamotoneuronille saaden aikaan lihassupistuksen.



KUVA 3. Sensorisen reseptorin (Sensor) impulssi kulkee afferenttia hermorataa (Afferent nerve) pitkin selkäyttimeen muodostaen synapsin (Synapse) efferentin hermon kanssa, josta impulssi palaa efferenttiä hermorataa (Efferent Nerve) pitkin samaan lihakseen (Effector) saaden aikaan lihassupistuksen. (Muokattu, King, 2008).

Yksi yleisin menetelmä spinaalisen refleksin määrittämisessä on H-refleksin tutkiminen stimuloimalla (Johnson ym. 2012). Venytysrefleksi, myotaattinen refleksi, voidaan saada esille refleksivasaran napautuksella esimerkiksi akillesjänteeseen tai sähköisellä stimuluksella tibialis-hermoon, jotka molemmat aikaansaavat lihasnykäyksen. Sähköisesti stimuloitua monosynaptista vastetta kutsutaan Hoffmannin refleksiksi. Lihaskäynnän aikaansaavaa aktiopotentiaalia voidaan mitata EMG:llä ja siihen kulunutta aikaa sanotaan latenssiksi. Refleksin latenssi riippuu venyneen lihaksen etäisyydestä selkäyttimeen sekä häiriön aiheuttajasta. Yksittäisellä henkilöllä mitattu soleuslihaksen venytysrefleksin latenssi tahdonalaisesti tuotetussa dorsifleksiossa oli 45-50 ms ja tibialis-hermoa sähköisesti stimuloimalla 35-40 ms. (Myklebust, 1990.).

2.2.3 Sentraalinen kontrollointi

Tahdonalaisen liikkeen suunnittelu alkaa aivokuoren monimutkaisissa osissa, josta se motoristen neuronien välityksellä siirtyy lukuisia laskevia hermoratoja pitkin toiminnaksi (Wasaka, 2016). Isoaivojen motorinen aivokuori voidaan jakaa kolmeen osaan,

primaariseen motoriseen ja premotoriseen aivokuoreen sekä supplementaariseen alueeseen. Näissä osissa tapahtuvat monimutkaiset ja tahdonalaiset liikkeet ja jokainen niistä kommunikoi suoraan tai epäsuorasti aivorungon kautta interneuronien ja motoneuronien välityksellä selkäyttimeen. Primaarisen motorisen aivokuoren neuronit synapsoivat motoneuronialtaiden kanssa vaikuttaen siten useisiin lihaksiin kortikospinaalista rataa pitkin. Kortikospinaalinen rata on suurin monosynaptinen yhteys motoriselta aivokuorelta motoneuroneille. (Miles, 1994.). Motoneuronit vastaavat lihasten aktivoinnista ja opittujen liikkeiden tuottamisesta yhdessä motoristen alueiden kanssa (Hatta ym. 2014). Suorat kortikospinaaliset heijasteet alaraajoihin ovat tärkeässä osassa hermo-lihasjärjestelmän kontrolloinnissa tai seisonnan aikaisessa häirinnässä, sillä kortikospinaalinen herkkyys kasvaa epävakaaan seisonta-asennon aikana (Taube ym. 2008). Premotorinen aivokuori järjestee ja valmistelee motorisia käskyjä, kun taas supplementaarisella alueella valmistellaan lihasten tarvitsemia monimutkaisia liikesarjoja (Riemann & Lephart, 2002).

Luurankolihasien hermotukseen osallistuu kaksi motoristen hermojen pääryhmää: alfa- ja gammamotoneuronit. Alfamotoneuronit hermottavat ekstrasusaalisia luurankolihasen lihassyitä ja gammamotoneuronit hermottavat intrasusaalisia lihassyitä (Riemann & Lephart, 2002.). Motoneuronit aktivoivat lihassyitä, joita ne hermottavat ja lihas supistuu. Liikkeen seurauksena erilaiset sensoriset reseptorit aktivoituvat välittäen tiedon liikkeestä takaisin keskushermostolle. (Miles, 1994.).

Pikkuaiivot koordinoi ja tarkkailee muilta aivojen alueilta ja selkäytimestä tulevaa informaatiota, joka vaaditaan kehon asennon hienosäätöön, liikkeeseen, ja tasapainon ylläpitämiseen (McArdle, 2010, 384-386.). Pikkuaiivot on jakautunut kolmeen toiminnalliseen lohkokseen. Ensimmäinen lohko vastaanottaa vestibulaarista palautetta joko suoraan tai epäsuoraan tasapainoelimestä ja on vastuussa tasapainon säilyttämisestä. Toinen lohko vastaa pääasiassa liikkeen suunnittelusta ja aloittamisesta. Kolmas lohko, spinocerebellum, vastaanottaa somatosensorista informaatiota neljän laskevan spinocerebellaarisen hermoradan kautta. Spinocerebellum vastaanottaa myös

tasapainoelimestä, visuaalisesta järjestelmästä ja kuuloelimestä saapuvan palautteen. (Riemann & Lephart, 2002.).

Aivorunko käsittää ydinjatkeen, aivosillan ja keskiaivot. Se yhdistelee tasapainoelimien vestibulaarisista osista ja niskan sensorisilta reseptoreilta tulevaa tietoa aivokuoren ja isoaivojen avulla. Sensorimotorinen aivokuori ja isoaiivot kontrolloivat aivorungolta lähteviä rubrospinaalista, vertibulospinaalista, tektospinaalista ja retikulospinaalista rataa. Basaaligangliat ja talamus muodostavat subkortikaalisen radan, joka on vuorovaikutuksessa aivokuoren kanssa, ja on vastuussa tahdonalaisen liikkeen tuottamisesta. (Enoka 2008, 270-272).

2.2.4 Miesten ja naisten välisiä eroja

Miehet ja naiset ovat anatomisesti ja fysiologisesti erilaisia sekä kooltaan että muodoiltaan (Periyasamy ym. 2011). Lindle ym. (1997) huomasi tutkimuksessaan, että polvenojennuksessa miesten voimantuoton lasku oli suurempaa kuin samanikäisten naisten ja että ikääntyneillä naisilla oli suurempi kapasiteetti varastoida ja käyttää hyväkseen elastista energiaa verrattuna samanikäisiin miehiin sekä nuorempiin miehiin ja naisiin. Ikäjakauma tutkimuksessa oli 20-93 vuotta. (Lindle ym. 1997.). Lihassoimaa tarvitaan liikkumiseen ja siten myös tasapainon säilyttämiseen (Pollock ym. 2014).

Torres ym. (2014) tutkimuksessa havaittiin, että COP: een eteen - taaksepäin huojunta silmät kiinni- vaiheessa oli inaktiivisilla miehillä suurempi kuin inaktiivisilla naisilla. Yhtenä tekijänä tasapainoeroihin pidettiin pituuseroa: miehet olivat tässä tutkimuksessa pidempiä kuin naiset. Toisaalta aktiivisten miesten ja naisten välissä ei havaittu tätä eroa. Alonso ym. (2012) havaitsi samantyyllisen tuloksen. Miehet, jotka olivat pidempiä kuin naiset, COP: een eteen - taaksepäin huojunta oli ainoa korreloiva tekijä kaikissa tasapainotesteissä (silmät auki ja kiinni). Nuorilla mies- ja naisurheilijoilla tehdyssä tutkimuksessa on havaittu, että miesten (n= 47) tasapainoindeksi (DSI) oli suurempi kuin naisten (n= 19), tarkoittaen miesten huonompaa dynaamista tasapainoa. DSI tarkoittaa

kykyä ylläpitää staattinen tasapaino dynaamisen tasapainotestin jälkeen. (Dallinga ym. 2016.).

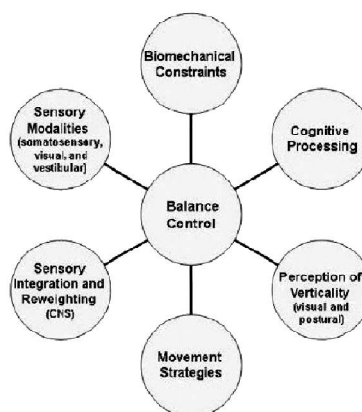
Paitsi antropometrisesti ja voiman tuoton kannalta, sukupuolten välillä on eroa myös geenien jakautumisen suhteen. Miesten ja naisten luurankolihasissa on tunnistettu yli 3000 geeniä, jotka esiintyvät eri lailla sukupuolten välillä. (Welle ym. 2008.). Yksi näistä on myosiini. Myosiinin lähetti-RNA:n ja proteiinin koostumus voi olla hyvin erilainen miehillä ja naisilla. Vastus lateraaliksen biopseissa on havaittu, että naisten lihaksissa on 35% enemmän MyHC-I, 30% vähemmän MyHC-IIa ja 15 % vähemmän MyHC-IIx lähetti-RNA:ta kuin miesten lihaksissa. Eroja on lisäksi lihasfibereiden rakenteessa. Miehillä biopsialueesta 36 % oli tyyppin I lihasfibereitä ja 41 % tyyppin IIa lihasfibereitä, kun taas naisilla tyyppin I lihasfibereitä oli 44% ja tyyppin IIa lihasfibereitä 34 %. Myös lihaksen poikkipinta-alassa normalisoituna biopsinäytteeseen havaittiin eroja. Miehillä lihasten poikkipinta-ala oli huomattavasti suurempi, joka perustuu miesten suurempaan lihasmassaan. (Staron ym. 2000.). Hormonit vaikuttavat fiiberityypin koostumukseen ja sitä myötä luurankolihasen suoritukseen (Haizlip ym. 2015).

Johnson ym. (2012) havaitsi, että spinaalinen motorinen kontrolli motoneuroniaaltaassa ja sen vaikutus nopeaan lihasaktivaatioon eroaa miesten ja naisten välillä. Postsynaptinen spinaalisen kontrollin mekanismi, rinnakkainen inhibitio, oli suurempi miehillä kuin naisilla. Lisäksi, kun maksimi voimantuottonopeus normalisoitiin kehon massaansa, voimalajeja harrastavien miesten lihakset eivät eronneet naisten lihaksista. Aikaisemmissa tutkimuksissa on havaittu, että voimaharjoittelijoilla rinnakkainen inhibitio oli suurempi kuin kestävyysharjoittelijoilla (Earles ym. 2002) ja että miesten spinaalinen kontrollointi oli samanlainen kuin voimaharjoittelijoilla (Johnson ym. 2012). Orr ym. (2005) tutkimuksessa ikääntyneillä henkilöillä pienillä painoilla tehty voimaharjoittelu paransi tasapainoa perustuen neuraalisen toiminnan tai voimantuoton tehostumiseen.

3 TASAPAINO

3.1 Tasapainon kontrollointi

Tasapainojärjestelmä (Kuva 4) koostuu somatosensorisen, vestibulaarisen ja visuaalisen järjestelmän yhteistyöstä (Marcolin ym. 2016), mutta tasapaino voidaan säilyttää, vaikka yksi järjestelmä puuttuisikin (Jeter ym. 2014). Basaaligangliat, pikkuaivot ja aivorunko toimivat asennon ylläpidossa (Taube ym. 2008). Aivokuori on osallisena tasapainon säätelyssä, sillä tasapainoharjoittelun jälkeiset adaptaatiot ovat nähtävissä motorisella aivokuorella (Jacobs & Horak, 2007). Tasapainotaitoja voidaan oppia (Horak ym. 1997) ja harjoittaa (Menayo ym. 2014). Lapsi oppii noin 7-vuoden ikään mennessä tasapainon säilyttämisen strategian, joka ilmenee aikuisilla ja ikääntyneillä kykyinä mukautua asennon kontrollointiin (Taube ym. 2008).



KUVA 4. Tasapainon kontrolloinnin edellytykset: biomekaaniset rajoitteet (Biomechanical Constraints), kognitiivinen prosessointi (Cognitive Processing), vertikaalinen havaintokyky perustuen näköön ja asentoon (Perception of Verticality), liikestrategiat (Movement Strategies), sensorinen integrointi ja uudelleenpainotus (Sensory Integration and Reweighting) keskushermostossa (CNS) sekä sensoriseen järjestelmään (Sensory Modalities) kuuluvat somatosensorinen, visuaalinen ja vestibulaarinen järjestelmä. (Oliveira ym. 2008).

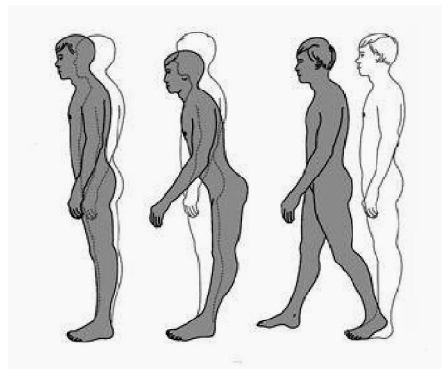
Asennon säilyttäminen paikoillaan, liikkeessä ja erilaisilla alustoilla vaatii jatkuvaa kontrollointia tasapainojärjestelmien ja kehon välillä, sillä ihmiskeho ei ole staattisesti vakaa (Karlsson & Frykberg, 1999). Kontrollointi voi olla reaktiivista eli ulkoisten voimien vaikutusta massakeskipisteen siirtymiseen tai ennakoivaa, kehon omaa vastetta liikkeeseen (Horak ym. 1997; Maki & McIlroy, 1997). Kontrollointi riippuu lihasten kyvystä kestää pitkään supistusta, kun taas liike edellyttää usein nopeita lihasliikettä (Ijkema-Paassen & Gramsbergen 2005). Winter ym (1998) mukaan lihakset käyttäytyvät jousen tavoin aiheuttaen kehon painopisteen (COP: een) liikkeen kehon massakeskipisteen (COM: een) liikkeen mukaan. Liike, ikä ja tasapainokyky vaikuttavat kehon asennon säilymiseen (Woollacott & Shumway-Cook, 2002). Ikääntyminen aiheuttaa toimintahäiriöitä tasapainon kontrollointiin osallistuvissa vestibulaarisessa, visuaalisessa ja somatosensorisessa järjestelmässä sekä lihaksissa (Cronin & Steenerson, 2011).

Somatosensorisen informaation osuus on noin 70% terveillä aikuisilla tukevalla alustalla seisoessaan, kun taas vestibulaarisen järjestelmän osuus on noin 20% ja visuaalisen järjestelmän 10% (Peterka, 2002). Terveillä aikuisilla ensisijainen aistipalaute tasapainon kontrolloinnissa tulee tukipinnan päällä olevan jalkapohjan somatosensorisesta informaatiosta (Shumway-Cook & Horak, 1986). Visuaalisen ja vestibulaarisen informaation osuus kasvaa asentohuojunnan aikana tai kun ihminen seisoo epävakaa alustalla (Peterka, 2002; Forssberg & Nashner, 1982). Toisaalta esimerkiksi pimeässä ollessaan, ihminen kontrolloi tasapainoaan somatosensorisen ja vestibulaarisen informaation avulla.

Kykyä valita muuttuvassa ympäristössä sopiva sensorinen palaute kutsutaan sensoriseksi uudelleenpainotukseksi (Horak, 2006; Oliveira ym. 2008; Assländer & Peterka, 2014). Joidenkin keskushermoston sairauksien, kuten Alzheimerin taudin, on todettu heikentävän sensorisen uudelleenpainotuksen (re-weighting) toimintaa äkkitalanteissa (Horak, 2006). Bair ym. (2007) havaitsi, että lapsilla sensorinen uudelleenpainotus alkaa 4-vuotiaasta lähtien ja kasvaa iän myötä.

3.2 Tasapainostrategiat

Tasapainoa korjataan ja kontrolloidaan nilkka-, lonkka- ja askelstrategialla (Kuva 5) (Horak, ym. 1997). Tärkein tasapainon säätelijä on nilkkanivel, koska se sijaitsee lähinnä tukipintaa (Blackburn ym. 2000). Nilkkastrategia pitää kehoa vertikaalisessa eli pystyasennossa pienten häiriöiden aikana (Oliveira ym. 2008; Ciesielska ym. 2015), jolloin koko keho liikkuu nilkan nivelen ympäri. Kehon liikettä nilkan ympäri kuvataan ylösalaisin olevana heilurina (Horak, 2006). Massakeskipiste pysyy tukipinnan päällä synergistilihaksien eli liikkeen puolella olevien lihasten avulla, kun lihasaktiivisuus leviää nilkkanivelen lihaksista reisiin ja lopuksi vartaloon (Horak & Nashner, 1986). Supistuksen suunta on siis distaalista osista proksimaalisiin (Duncan ym. 1990). Ongelmatilanteissa, kuten aivohalvauspotilailla, nilkan proprioseptinen herkkyys voi heikentyä kehon huojunnan lisääntyessä ja siten vaikeuttaa tasapainon ylläpitämistä ja kävelyä. (Jeon & Choin, 2015).



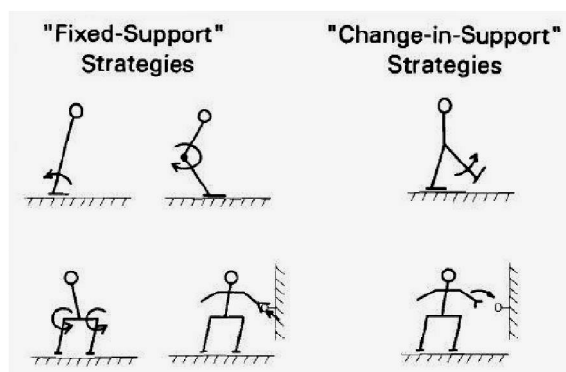
KUVA 5. Tasapainostrategiat vasemmalta oikealle: nilkkastrategia, lonkkastrategia ja askelstrategia. (Shumway-Cook & Woollacott, 2017).

Lonkkastrategiaa (Kuva 6) käytetään, kun tukipinta on kapea tai häiriöt ovat suuria, jolloin tasapainoa korjataan reiden ja vartalon lihaksilla lonkanojennuksella tai -koukistuksella olettaen, että polvinivel on lukittunut ojennuksessa (Ciesielska ym. 2015). Vartalon ja kehon lihakset supistuvat järjestyksessä proksimaalisista distaaliin (Horak & Nashner, 1986; Duncan ym. 1990). Lonkkastrategian ylläpitoon osallistuvat lihakset ovat selän ojentajalihas

(erector spinae), reiden takaosan lihakset (hamstring), vatsalihakset (abdominals), isot pakaralihakset (gluteus maximus) ja reiden etuosan lihakset (quadriceps) (Ting, 2007). Selkänikaman epämuodostumisesta kärsivien henkilöiden on todettu korjaavan tasapainoa ja massakeskipisteen eteenpäin siirtymistä lonkanojennuksella (Pompeu ym. 2012).

Kun tasapainohäiriö on niin suuri, että nilkka- ja lonkkastrategia eivät riitä säilyttämään massakeskipistettä tukipinnalla, ihminen ottaa askeleen häiriön suuntaan (Kuva 6, oikealla). Tätä kutsutaan askelstrategiaksi (Duncan ym. 1990.). Lihasaktivaatio alkaa lonkan ojentajalihaksien ja nilkkanivelen yhtäaikaisella supistumisella. Massakeskipiste liikkuu tukipinnan päältä pois, jolloin paino jakautuu epätasaisesti alaraajoille aiheuttaen tasapainon korjaamisen askeleella. (Horak & Nashner, 1986.).

Maki & McIlroy (1997) jakavat liikkumisen kahteen tasapainostrategiaan. Ennakoiva tasapainon korjaaminen perustuu fixed-support -strategiaan eli tukipinnan päällä tapahtuvaan korjaavaan tasapainostrategiaan ja change-in-support -strategiaan eli tukipinnan päällä tapahtuvaan tasapainon muutosstrategiaan (Kuva 6).

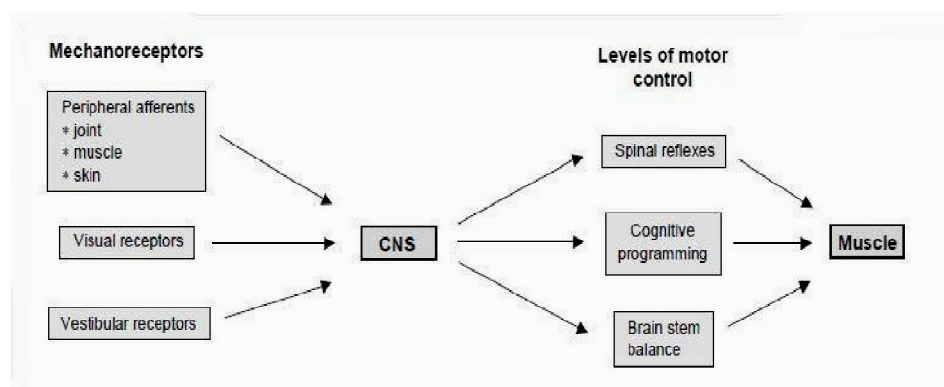


KUVA 6. Nilkkastrategia ja lonkkastrategia kuvassa vasemmalla ylhäällä ja alhaalla (fixed-support), jotka ovat osallisena COP: een kontrollointiin tukipinnalla. Askelstrategia oikealla (change-in-support), jolloin COP ylittää tukipinnan. (Maki & McIlroy, 1997).

Nuorilla tehdyn tutkimuksen tuloksien mukaan Maki & McIlroy (1997) päättelivät, että nilkkastrategiassa luotetaan nilkan vääntövoimiin kehon stabilisoinnissa, mutta lonkkastrategiassa vaaditaan lonkan koukistajien ja loitontajien tuottamaa vääntövoimaa, jolla hidastetaan massakeskipisteen poikkeamaa. Lisäksi he huomasivat, että vaikka lonkkastrategia voidaan oppia, luonnollisinta on astua askel. (Maki & McIlroy, 1997.).

3.3 Tasapainoa ylläpitävät järjestelmät

Sensorinen informaatio on olennainen osa asennon kontrollointia (Melo ym. 2009). Somatosensorisen, visuaalisen ja vestibulaarisen järjestelmän yhteinen informaatio käsitellään kolmella motorisen kontrollin tasolla: selkäydintasolla, aivorungolla ja aivojen korkeimmissa keskuksissa (Kuva 7).



KUVA 7. Hermolihasjärjestelmän kontrolloinnin hermoradat. Sensorinen informaatio välittyy erilaisten reseptorien kautta (Mechanoreceptors) keskushermostoon (CNS), josta edelleen motorisen kontrollin tasolle (Levels of motor control) saaden aikaan toiminnan (Muscle). Mekanoreseptoreita ovat nivelten (Joints), lihasten (Muscle) ja ihon (Skin) reseptorit, näköreseptorit (Visual receptors) ja vestibulaariset reseptorit. Motorisen kontrollin kolmeen tasoon kuuluvat selkäydinrefleksit (Spinal reflexes), kognitiivinen ohjelmointi (Cognitive programming) ja aivokuori (Brain stem balance). (Lephart & Henry, 1996).

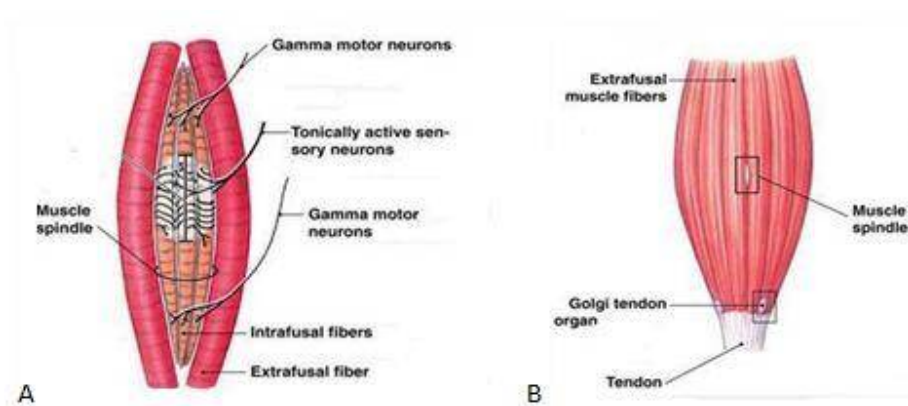
Selkäydintasolla tapahtuu lihasten tasapainotus ja synkronointi selkäydinrefleksien ja keskushermoston korkeimman tason aktiivisuuden avulla. Aivorunko prosessoi tasapainoelinjärjestelmän informaatiota tasapainon ylläpidosta ja asennon säilyttämisestä pikkuaivojen tumakkeiden kautta. Aivojen korkein keskus, basaaligangliot, motorinen aivokuori ja pikkuaivot ovat vastuussa oppimiseen perustuvien liikkeiden tuottamisesta. (Lephart ym. 1998.). Suurin osa somatosensorisista signaaleista saadaan lihasspindeliltä, jänne-elimiltä ja mekanoreseptoreilta, jotka tiedottavat motoriselle aivokuorelle kehon eri osien liikkeet ja asennot (Hatta ym. 2014).

3.3.1 Somatosensorinen järjestelmä

Sensorinen informaatio iholta, luurankolihasilta ja nivelistä välittyy erilaisten reseptorien kautta keskushermostoon (Blackburn ym. 2000). Reseptoreita ovat lihasspindelit, Golgin jänne-elin ja erilaiset ihonalaiset reseptorit, joita kutsutaan myös mekanoreseptoreiksi. Reseptorit voidaan jaotella sijainnin, toiminnan tai muodon perusteella. Somatosensorinen järjestelmä skaalaa häiriöiden nopeutta ja amplitudia sekä osallistuu automaattisiin asennon muutoksiin proprioceptorien ja afferenttien signaalien tuottamalla tiedolla nivelten asemasta ja liikkeistä sekä mekanoreseptorien signaloimista jalkapohjan paineen ja kehon liikkeen muutoksista. (Inglis ym. 1994.). Somatosensorisen, visuaalisen ja vestibulaarisen toiminnan heikkeneminen on katsottu olevan yhtenä syynä tasapainohäiriöihin ja kaatumisiin (Qiu ym. 2011).

Lihasspindelit ja nivelten reseptorit tukevat nivelten proprioseptiikkaa (Lephart ym. 1998). Ne ovat vastuussa lihaksen piteuden ja piteuden muutoksen määrästä (Riemann & Lephart, 2002) ollen siten hyvin herkkiä pienille venytyksille (Ashton- Miller ym. 2001) ja ovat osallisena venytysrefleksissä (Shumway-Cook & Woollacott 2017, 51). Lihasspindelit ovat muodostuneet intrafusaalisista lihassyistä ja ne sijaitsevat rinnan lihaksen supistuvien ektrafusaalisten lihassyiden kanssa. Intrafusaalisten lihassyiden päitä hermottavat gammamotoneuronit. Keskiosa, jossa ei ole supistuvia myofibrilleja, koostuu sensorisista hermopäätteistä, jotka reagoivat venytykseen. (Silverthorn 2007, 439.). (Kuva 8 A)

Lihasspindelillä on tärkeä asema asennon kontrolloinnissa (Fitzpatrick ym. 1994) ja nivelen kierto liikkeen aistimisessa (Di Giulio ym. 2009). Kaulan lihasten lihasspindelit ja Golgin jänne-elimet kontrolloivat pään liikkeitä ja asentoa (Bukowska 2007), korkeimmat lihaksissa olevat spindelien tiheydet on havaittu silmän liikuttajalihaksissa, käsissä ja kaulan lihaksissa (Shumway-Cook & Woollacott 2017, 50-51).



KUVA 8. A. Lihasspindeli (Muscle spindle) muodostuu intrafusaalisista lihassyistä (Intrafusal fibers) ja sen molempia pitä hermottavat gammamotoneuronit (Gamma moto neurons), keskellä sijaitsee venytykselle herkät sensoriset hermopäätteet (sensory endings). B. Golgin jänne-elin (Golgi tendon organ) sijaitsee ekstrapusaalisen lihaksen (extrafusal muscle fiber) ja jänteen (Tendon) liitoskohdassa. (Muokattu Silverthorn 2007, 440).

Golgin jänne-elimet välittävät jatkuvasti keskushermostolle tietoa lihasjänteystä. Ne ovat kapseloituneita reseptoreita, jotka sijaitsevat jänteen ja ekstrapusaalisen lihaksen liitoskohdassa sarjassa lihassoluihin nähden (Kuva 8 B). Ne ovat hyvin sensitiivisiä passiiviseen venytykseen tai lihassupistuksen muutoksille, erityisesti konsentriselle supistukselle. Golgin jänne-elimien sensorinen informaatio välittyy Ib aksonia pitkin inhiboimalla agonistilihaksen alfa motoneuroneita ja eksitoimalla antagonistilihaksen alfa motoneuronia. Golgin jänne-elin suojelee lihasta ja jännettä liian suurilta voimilta. (Moore 1984.).

Mekanoreseptorit sijaisevat ihonalaiskudoksissa, nivelkapseleissa ja lihaskalvoilla (Riemann & Lephart, 2002). Lihaspindelien tavoin mekanoreseptorit ovat herkkiä ja erikoistuneita sensorisia reseptoreita, jotka välittävät kudoksissa tapahtuvat mekaaniset signaalit neuraalisiksi signaaleiksi keskushermostossa. Mekanoreseptorit ovat hitaasti tai nopeasti adaptoituvia ja niillä on matala tai korkea syttymistiheys. (Lephart ym. 1998.). Merkelin kiekot ovat sensitiivisiä paikalliselle, vertikaaliselle paineelle. Meissnerin keräset aistivat paikallista, pysyvää painetta, ja niiden aktiopotentiaali häviää nopeasti. Ruffinin päätteet ovat sensitiivisiä ihon venytykseen ja niiden katsotaan olevan sekä staattisia että dynaamisia reseptoreita, koska niillä on matala syttymistiheys ja ne ovat hitaasti adaptoituvia. Hitaasti adaptoituvat ihonalaiset reseptorit, Merkelin kiekot ja Ruffinin päätteet, ovat hyvin sensitiivisiä jalkapohjaan kohdistuvaan paineeseen ja kosketukseen, ja sitä myötä merkittävämmässä asemassa pystyasennon kontrolloinnissa kuin nopeasti adaptoituvat Meissnerin ja Pacinianin keräset. (Zhang & Li, 2012.). Pacinianin keräset ovat ihon suurin reseptori syvällä ihon dermiksessä ja ihonalaisessa kudoksissa. Ne ovat nopeasti adaptoituvia ja niillä on matala syttymistiheys. Vapaat hermopäätteet välittävät tietoa ihon ja karvojen liikkeestä ja niillä on korkea syttymistiheys eivätkä ne ole adaptoituvia. (Wyke, 1967; Lephart ym. 1998.). Jalkapohjien viilentäminen häiritsee ihonalaisten reseptorien toimintaa, sillä viilentäminen alentaa reseptorien syttymistiheyttä (Lowrey ym. 2013).

Jo pieni hetkellinen muutos jalkapohjan ja alustan välisissä kontaktivoimissa aiheuttaa asennon ennakoinnin, kun keho alkaa siirtyä kohti astuvaa jalkaa, jolloin todellinen seisonta-asennon muutos voidaan määrittää ihonalaisista reseptoreista, kun visuaaliset, vestibulaariset tai proprioseptiset palautteet puuttuvat (Mouchnino & Blouin 2013). Jalkapohjan ihon herkkyys mekaaniseen ärsykkeeseen tutkitaan Semmes-Weinsteinin monofilamentti-testillä, jota käytetään yleisesti diagnosoimaan diabeetikkojen sairastamaa perifeeristä neuropatiaa (Feng ym. 2009). Sensorinen neuropatia, jonka takia proprioseptinen palaute puuttuu, vaikuttaa liikkeen kontrollointiin (Gordon ym. 1995).

Pehmeällä alustalla, esimerkiksi vaahtomuovilla, seisominen lisää jalkapohjan kautta välittyvää somatosensorista informaatiota ja vähentää asentohuojuntaa, koska pehmeä alusta

mahdollistaa suuremman pinta-alan ja paineen jalkapohjaan. Tämä välittää vahvemman stimuluksen mekanoreseptoreille. (Qiu ym. 2012.). Tunteen on huomattu vastaavan diabeetikkojen sairastamaa perifeeristä neuropatiaa.

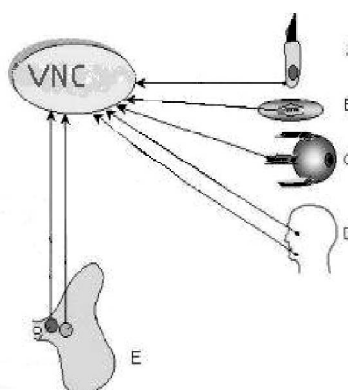
3.3.2 Visuaalinen järjestelmä

Normaaleissa olosuhteissa näköaisti ja somatosensorinen järjestelmä ovat ensisijainen tasapainon ja asennon säilyttämisen välittäjä. (Lephart ym. 1998), sillä sen puute heikentää pystyasennon stabiilisuutta (Davlin - Pater, 2010). Toisaalta näköefekti on hallitseva, kun afferentti palaute ei-visuaalisista lähteistä heikkenee. Tämä voi vaikeuttaa tasapainon ylläpitämistä toispuoliaivohalvauspotilailla, koska vamman vuoksi visuaalinen palaute on epäluotettavaa. Verkkokalvolla on erikoistuneita valoherkkiä reseptorisoluja. Nämä reseptorisolut, sauva- ja tappisolut, prosessoivat valosignaalit neuraalisiksi signaaleiksi ennen kuin ne välittyvät aivojen ylempiin visuaalisiin keskuksiin, joissa näköhavainnot muodostetaan. (Regus-Leidig & Brandstätter, 2012.). Visuaalisen järjestelmän sanotaan tuottavan enemmän sensitiivistä informaatiota kuin vestibulaarisen järjestelmän, koska visuaalinen järjestelmä perustuu paitsi näkemiseen myös ympäristöstä saatavaan liikkeen aikaiseen informaatioon. (Wade & Jones, 1997.).

Sisäkorvan kaarikäytävissä olevan hyytelömassan (cupulas) ja tasapainokivien (otoliths) muutokset kiertoliikkeen aikana ja kaarikäytävien kallistuskulma aiheuttavat nystagmuksen eli silmävärveen, jossa silmät kiertyvät päinvastaiseen suuntaan kuin liike (Bukhtiyarov ym. 2014). Binokulaarisesta näkökyvystä kärsivillä aikuisilla kehon huojunnan todettiin johtuvan ensisijaisesti signaalien heikkoudesta silmän liikehermoissa kuin huonoista binokulaarisista signaaleista (Przekoracka-Krawczyk ym. 2013).

3.3.3 Vestibulaarinen järjestelmä

Vestibulaarinen järjestelmä eli tasapainoelinjärjestelmä on molemmissa sisäkorvissa oleva tasapainoelin, joka aistii erityisten karvasolujen avulla asennon ja liikkeen muutoksia lähettämällä signaaleita kahdeksatta aivohermoa pitkin suoraan tasapainotumakkeille pikkuaivoihin (Lv ym. 2010). Tasapainotumakkeet vastaanottavat inhiboivia heijasteita Purkinjen soluista pikkuaivojen kuorella ja eksitoivia heijasteita pikkuaivojen tumakkeista. Vestibulaarisen järjestelmän toiminta (Kuva 9) on tehokasta ja huomaamatonta silloin, kun järjestelmä on kunnossa. Häiriötilanteissa kehon asento tai tasapaino järkkyy, ilmenee nystagmusta tai huimausta. (Bukowska 2007.).



KUVA 9. Vestibulaarisen järjestelmän toiminta. Vestibulaarinen järjestelmä (VNC) vastaanottaa sensorista palautetta kaulan proprioseptoreilta (B), silmän liikuttajalihaksilta (C) ja kasvojen mekanoreseptoreilta (D) sekä selkäytimestä (E). (Muokattu Bukowska, 2007).

Vestibulaarinen järjestelmä koostuu kolmesta kaarikäytävästä ja kahdesta vesikkelistä, soikeasta rakkulasta (utricle) ja pyöreästä rakkulasta (sacculus). Rakkulat, asentoreseptorit, välittävät tietoa pään asennosta pystysuuntaan nähden. Rakkuloiden sisällä on tukisolujen joukossa karvasoluja. (Hingstein & Holstein, 2012.). Yhdessä karvasolussa on yksi pidempi kinocilium -karva ja 40-110 stereocilia -karvaa, joiden pituus lyhenee mitä kauempana ne ovat kinocilium -karvasta. (Bukowska 2007.). Karvat ovat kiinni

kalvomaisessa hyytelökerroksessa, jossa on kalsiumkarbonaattikiviä (statoconia) eli tasapainokiviä. Pään asennon vaihtuessa tasapainokivet liikkuvat hyytelössä muuttaen mekaanisen stimuluksen reseptorien potentiaaliksi joko depolarisaatioksi tai hyperpolarisaatioksi. Karvasolujen suuntautuminen kohti kinocilium-karvaa aiheuttaa karvasolujen depolarisaation, joka vapauttaa synaptista välittäjäainetta, glutamaattia. Suunta pois päin kinocilium-karvasta johtaa hyperpolarisaatioon vähentäen välittäjäaineen vapautumista. (Hingstein & Holstein, 2012.).

Kaarikäytävät eli liikereseptorit ovat liki kohtisuorassa toisiaan vastaan ja ne aistivat tietoa pään kiihtyvistä ja hidastuvista liikkeistä. Kaarikäytäviä on kolme (posterior, superior ja horizontal canal) kummassakin korvassa. (Forbes, 2015.). Etummainen kaarikäytävä aistii pään nyökkävän liikkeen, takimmainen liikkeen oikealta vasemmalle ja horisontaalinen pään pyörytystä. Jokaisen kaarikäytävän toisessa päässä on laajentuma, jonka sisällä on pieni harjanne. Harjanteessa on hyytelömäistä massaa ja karvasoluja, jotka liikkuvat nestevirtauksen mukana laajentuman sisällä. Kaarikäytävien sisällä on nestettä. Kun pää liikkuu kiertoliikkeessä hidastuvasti tai kiihtyvästi, se saa aikaan nesteen liikkumisen kiertoliikettä vastaan, jolloin laajentuman hyytelömäinen massa ja karvasolut liikkuvat hiukan myöhemmin pään kiertoliikkeen vastaiseen suuntaan. (Bukowska, 2007.). Ihmisen pään kiertonopeuden taajuudeksi on mitattu 20 Hz, joka liikkumisen aikana nousee, esimerkiksi juoksun tai hyppimisen aikana on mitattu 30 Hz taajuuksia (Grossmann ym. 1998).

Vestibulospinaaliset hermoradat, jotka hermottavat ylä- ja alaraajojen lihaksia, lähtevät lateraalista vestibulaarisesta tumakkeesta pääasiassa lateraalista vestibulospinaalista hermorataa pitkin (Forbes ym. 2015). Suorat yhteydet raajojen motoneuroneihin ovat yksinomaan kiihdyttäviä, kun taas epäsuorat yhteydet spinaalisten interneuronien kautta voivat olla sekä kiihdyttäviä extensor-lihaksille (Grillner ym. 1969) että inhiboivia (Davies & Edgley, 1994). Vestibulaarisen järjestelmän muutoksia voidaan tutkia galvaanisella stimuloinnilla (Chiba ym. 2016). Galvaanien stimulointi vaikuttaa vestibulospinaalisiin ratoihin, joita pitkin alaraajoja hermottavat motoneuronit kulkevat (Kennedy ym. 2004).

Pitkäkestoiset suoritukset kuten juoksu, pyöräily, kävely ja triathlon, heikentävät asennon ja tasapainon kontrollointia alentamalla proprioseptista ja exteroseptista (ulkoista) informaatiota (Paillard 2012). Jalan proprioseptoreilla ja exteroseptoreilla on merkittävä rooli asennon kontrolloinnissa (Christováo ym. 2013). Vertaamalla 25km:n juoksua ja yhtä pitkää suoritusta ajallisesti poljettuna polkupyöräergometrillä selvisi, että vestibulaarinen järjestelmä oli juoksun jälkeen vahingoittuneempi. Tämän katsottiin johtuvan juoksuliikkeen aikaisesta jatkuvasta stimulaatiosta korvan tasapainokiviin, jotka ovat herkkiä lineaariselle pään liikkeelle. (Lepers ym. 1997.). Toisaalta Zemková & Hamar (2013) päättelivät, että lyhytaikaisen suorituksen jälkeinen asentohuojunta johtuu hyperventilaatiosta ja väsymyksestä somatosensorisen palautteen heikkenemisen lisäksi.

4 DYNAAMINEN TASAPAINO

Dynaaminen tasapaino tarkoittaa sitä, että sekä tukipinta että massakeskipiste (center of mass, COM) liikkuvat (Jeter ym. 2014; Woollacott & Tang 1997; Paillard, 2012). Paineakeskipiste (center of pressure, COP) on kuviteltu piste vertikaalisella tukipinnalla (Yamaguchi ym. 2016) ja se kuvastaa keskiarvopainetta, joka on kontaktin ja maan tukipinnan välissä (Jančová, 2008). Voimalevyn päällä mitatuista paineakeskipisteen (COP) parametreista voidaan analysoida tasapainohäiriöiden suuruutta (Gil ym. 2011; Piirtola & Era, 2006; Adlerton ym. 2003; Prieto ym. 1996). Arkielämässä dynaaminen tasapaino tarkoittaa liikkeen jälkeistä tasapainon saavuttamista (Gribble ym. 2012).

Kehon huojunta on kinemaattinen termi ja sitä arvioidaan usein COP- mittauksien tuloksista voimalevyn datasta (Winter ym. 1998). Voimalevyltä saadaan dataa kolmesta suunnasta, vertikaalisesta, eteen - taaksepäin -suunnasta ja sivusuunnasta, joista voidaan määrittää kontaktivoiman (ground reaction force) hetkellinen suuruus (McKeon ym. 2008). Kehon osien massa ja massakeskipisteen kiihtyvyys vaikuttavat siihen, kuinka suuri kontaktivoima on (Mettler ym. 2015). Paineakeskipisteen poikkeama pienenee huomattavasti, kun koehenkilö osaa varautua tasapainohäiriöön. Ennakoiva toiminta ja hyvä lihaskunto parantaa tasapainon säilyttämistä häiriöiden aikana erityisesti kuntoutettavilla ja hermoston sairauksista kärsivillä. (Santos ym. 2010.). Mm juoksumatolla harjoittelun (8 viikon ajanjakso) on todettu parantavan dynaamista tasapainoa ja kehon hallintaa Parkinsonin tautia sairastavilla henkilöillä (Malling & Jensen, 2014).

4.1 Dynaamisen tasapainon testaaminen

Dynaamista tasapainoa voidaan testata erilaisilla toiminnallisilla testillä kuten lankulla kävely, takaperin kävely, tai epävakaalla alustalla seisominen, jolloin alustan liike voi olla satunnaista ylös- alas -liikettä, eteen - taaksepäin tai sivusuunnassa tapahtuvaa tasapainon häirintää (Jeter ym. 2014; Bunday & Bronstein, 2008). Fyysiseen suoritukseen perustuvia

toiminnallisia dynaamisen tasapainon testejä ovat kurkotus tai askeleen ottaminen (Tyson & Connell, 2009).

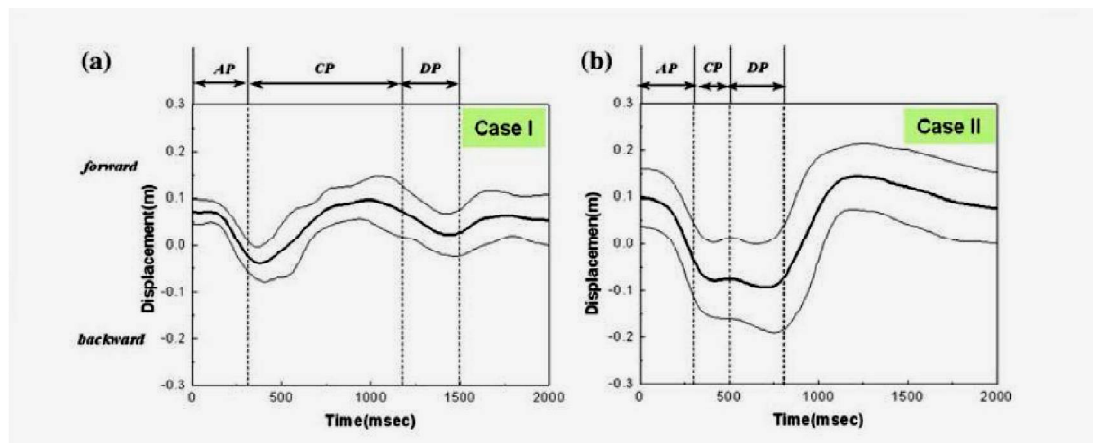
Davlin-Pater (2010) osoitti aistien yhteyden dynaamisen tasapainon säilyttämisessä Biodex Balance System-mittauslaiteella, joka sallii liikkeen eteen - ja taaksepäin sekä sivusuuntiin ennalta -arvaamattomasti 20° kallistumalla. COP: een poikkeamaa verrattiin neutraaliin asentoon ja tutkimus tehtiin silmät auki ja kiinni rajoittamalla näkökykyä. Kun visuaalinen palaute on pois, vestibulaarisen ja somatosensorisen palautteen osuus kasvaa dynaamisen tasapainon säilyttämiseksi.

Toinen dynaamisen tasapainon testimuoto on SEBT (Star Excursion Balance Test), joka on luotettava ja validi menetelmä alaraajavammoista kärsiville tai niistä kuntoutuville sekä fyysisesti aktiivisille henkilöille (Hertel ym. 2000; Hyong & Kang, 2016; Hyong & Kim, 2014). Toisaalta Kinzey & Armstrong (1998) tutkimuksessaan totesivat, että SEBT- testi ei välttämättä ole paras testi mittaamaan dynaamista tasapainoa, vaan dynaamista tasapainoa pitäisi mitata arkielämään liittyvillä testeillä.

SEBT- testissä paino on toisella jalalla ja toisella jalalla kurkotetaan yhdestä kahdeksaan 45° kulmassa toisiinsa oleviin merkkeihin (Amacker ym. 2015). Dynaamisen tasapainokontrollin tulos on se, mihinkä asti testattava pystyy maksimissaan kurottamaan ja tulosta voidaan verrata esimerkiksi suhteessa loukkaantunut jalka- terve jalka. Jos SEBT- testin tuloksia verrataan ryhmien välillä, täytyy kurotusetäisyydet normalisoida testattavan pituuteen ja tukijalan pituuteen. (Gribble & Hertel, 2003.). Raakadataan perustuvassa tutkimuksessa miehet kurottivat kaikissa kahdeksassa suunnassa pidemmälle kuin naiset. Miehillä on pidemmät raajat ja he ovat yleensä pidempiä kuin naiset. Gribble ym. (2012) huomasivat, että kun raakadata normalisoitiin henkilön pituuteen ja tukijalan mittaan, sukupuolten välillä ei havaittu eroja. Kahle & Gribble (2009) päätyivät omassa tutkimuksessaan samaan, he eivät löytäneet eroavaisuuksia miesten (n= 12) ja naisten (n= 18) välillä. Ericksen & Gribble (2012) sen sijaan huomasivat tulosten perusteella yhden kurotuksen SEBT- testissä hiukan eroa miesten (n= 20) ja naisten (n= 20) välillä. Kun

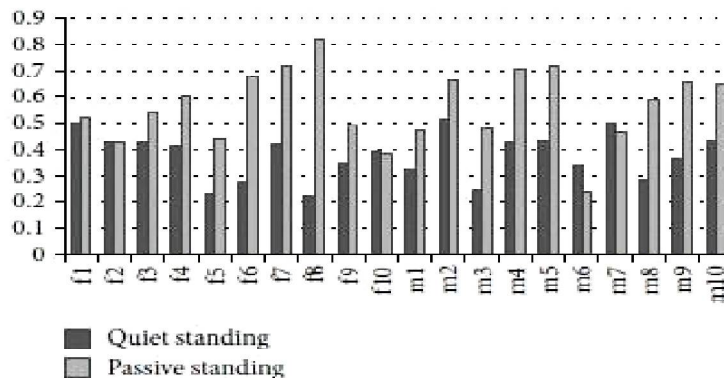
kurotusmitta normalisoitiin jalan mittaan, naisten kurotusmitta oli $81.7\% \pm 11.1\%$ kun se miehillä oli $91.9 \pm 11.4\%$.

Hwang ym. (2009) havaitsi, että painekeskapisteen (COP) eteen - taaksepäin -liikkeet olivat huomattavasti suuremmat liikkuvalla alustalla nopean (0,2 m/s) häiriön aikana kuin hitaan (0,1 m/s) häiriön aikana (Kuva 10). Tasapainoa häirittiin kahdella eri nopeudella 15 cm:n mittaisella matkalla. Eteenpäin -liike jaettiin kiihdytysvaiheeseen, tasaiseen vaiheeseen ja hidastusvaiheeseen. Häiriöt tehtiin tasaisen vauhdin vaiheessa. Koehenkilöt seisoivat alustan päällä avojaloin. Hidasvauhtisessa häirinnässä (0,1 m/s) tasapainoa korjattiin nilkkastrategialla, kun taas nopeavauhtisessa (0,2 m/s) häirinnässä käytettiin sekä nilkka- että lonkkastrategiaa. Nilkka- että lonkkastrategian yhtäaikainen käyttö tasapainon palauttamiseksi johtui häiriön voimakkuuden kasvamisesta. Lonkan ja nilkan nivelten liikkeet myötävaikuttivat tasapainon palautumiseen nopeavauhtisen häiriön aikana. Biceps femoris korreloi voimakkaasti polvenojennukseen tasaisen vauhdin vaiheessa samalla kun massakeskipiste siirtyi alaspäin kehon tasapainon palauttamiseksi. Gastrognemius ja rectus femoris aktivoituivat peräkkäin hidastusvaiheen alussa tasapainon säilyttämiseksi.



KUVA 10. Painekeskapisteen eteen - taaksepäin liikkeet hitaan 0,1m/s (a) ja nopean 0,2m/s (b) häiriön aikana. (Hwang ym. 2009).

Keho pyrkii sopeutumaan alustan mukaiseen liikkeeseen. Liu ym (2014) mukaan mitä suurempi häiriön amplitudi (25 mm) on, sitä suurempi on korkeataajuinen huojunta (Kuva 11). Jatkuva, tasainen sinimuotoinen eteen - taakse -päin liike liikkuvalla alustalla horisontaalisuunnassa mahdollistaa kehon painekeskipisteen (COP) jäljittävän liikkuvan alustan liikettä. Testin alussa koehenkilöt saivat totutella häiriöön 20 s:n ajan. Koehenkilöitä ohjeistettiin seisomaan pystyasennossa ja välttämään käsien tai jalkojen heiluttamista ja pitämään tasapaino päänivelten avulla. Testi kesti 120 sekuntia sisältäen seitsemän eri taajuutta (0 - 1,2 Hz) 0,2 Hz: in askelilla. 0,8 Hz:n asti kaikki koehenkilöt pysyivät tasapainossa, sen jälkeen tasapainoa korjattiin askeleella.



KUVA 11. COP- huojunta. Tummat palkit (Quiet standing) edustavat kehon huojunnan määrää, kun häiriö on 0Hz. Vaaleat palkit (Passive standing) edustavat kehon huojunnan määrää, kun häiriö on alle 0,8Hz. (Liu ym. 2014).

Seisonta-asennon ylläpitäminen edellyttää asentolihasen kontrollointia, sillä keskushermosto reagoi välittömästi tukipinnan muutoksiin tai perifeerisen palautteen vaihteluihin (Taube ym. 2008). Myös ulkoisen kuorman lisäys vaikuttaa asentolihasiin. Pollock ym. (2014) tutkimuksessa lantiolla olevasta vyöstä lähti horisontaalisuunnassa kaapeli, jonka varaan kuormaa (0,45 - 2,25 kg) lisättiin asteittain. Kuorman lisäys kasvatti merkittävästi medial gastrognemiuksen RMS amplitudia ($p \leq 0,05$) verrattuna muihin

lihasryhmiin sekä COP: een poikkeamaa eteenpäin ($46,3 \pm 22,8$ mm) viidennellä kuormalla (= 2,25kg).

5 TUTKIMUKSEN TARKOITUS

Tämän tutkimuksen tarkoituksena oli selvittää uuden dynaamisen tasapainotestin yhteyttä hermo-lihasjärjestelmän toimintaan nuorilla miehillä ja naisilla. Kirjallisuuden perustella oletettiin, että sukupuolten välillä olisi eroja lihasvoimissa (Periyasamy ym. 2011) ja että se voisi vaikuttaa myös tasapainon säilyttämiseen. Dynaamista tasapainoa testattiin voimalevyn päällä liikkuvalla alustalla, jossa tasapainoa häirittiin ennalta arvaamattomasti horisontaalisuunnassa eteen - ja taaksepäin - liikkeessä. Tasapainohäiriöillä tarkoitetaan tässä työssä viisi kertaa viiden minuutin jaksoa voimalevyn päällä, jotka jokainen sisälsivät 32 häiriötä viidellä eri nopeudella tasapainohäiriön mitan ollessa 30cm.

Tutkimuskysymykset:

5.1 Onko tasapainossa eroja ryhmien välillä ja löytyykö yhteyksiä oikean jalan voimien ja lihasmassan sekä tasapainon säilyttämisen välillä. Yang & Yi-Chung (2007) toivat ilmi, että COP: een korjaamisen määrä on yhteydessä kehon fyysisiin ominaisuuksiin: voima, kiihtyvyys ja jalan asento. Tässä työssä tutkittiin lihasvoimien ja lihasmassan yhteyttä tasapainon säilyttämiseen.

5.2 Missä vaiheessa ja millä nopeudella tasapaino korjataan askelstrategialla ja onko askeleen ottaminen yhteydessä voimiin ja oikean jalan lihasmassaan. Alonso ym. (2012) havaitsivat, että pituus oli yksi vaikuttava tekijä eteen - taaksepäin liikkeen COP: een poikkeamassa.

6 TUTKIMUSMENETELMÄT

6.1 Koehenkilöt

Koehenkilöinä oli 17 vapaaehtoista perustervettä iältään 18 - 40-vuotiaasta nuorta miestä (n = 8) ja naista (n = 9) (Taulukko 1). Tutkimukseen osallistumisen edellytyksenä oli, että koehenkilöllä ei ollut tasapainoon vaikuttavia sairauksia, ei mitään lääkitystä, ei tuki- ja liikuntaelinsairauksia tai vammaa, ei leikkauksista toipumista eikä parantumista. Koehenkilöt saivat tutustua tutkimusmenettelyyn etukäteen sähköisesti jaetun tutkimustiedotteen ja suostumusasiakirjan avulla. Tutkimusmenetelmät ja -mittaukset sekä mahdolliset riskit suoritusten aikana käytiin läpi koehenkilöiden kanssa henkilökohtaisesti ennen suostumusasiakirjan allekirjoittamista. Koehenkilöiden henkilöllisyys pysyi tallessa koko tutkimuksen ajan sekä sen jälkeen, lisäksi koehenkilöt identifioitiin numero- ja kirjainkoodeilla. Koehenkilöillä oli mahdollisuus missä tahansa vaiheessa keskeyttää tutkimuksessa mukana olonsa.

TAULUKKO 1. Koehenkilöiden fyysiset ominaisuudet keskiarvoina (\pm SD) molemmille ryhmille ja koko ryhmälle ($p < 0,05$, $p < 0,01$).

Koehenkilöt	Ikä (v)	Pituus (cm)	Paino (kg)	Ojm (kg)
M (n= 8)	26,6 (\pm 6,9)	178,8 (\pm 4,8)	75,8 (\pm 6,7)	10,2 (\pm 0,9)
N (n= 9)	29,3 (\pm 6,0)	165,7 (\pm 5,2)	64,7 (\pm 9,9)	7,4 (\pm 0,7)
Yhteensä (n= 17)	28,1 (\pm 6,4)	171,8 (\pm 8,3)	69,9 (\pm 10,0)	8,7 (\pm 1,6)

6.2 Tutkimusasettelu

Jokaisen testin kulku selostettiin koehenkilöille ennen suoritusta ja he saivat harjoitella kutakin tehtävää lukuun ottamatta dynaamista tasapainolaitetta. Kehonkoostumus mitattiin

joko ennen tai jälkeen testien sen mukaan, oliko koehenkilö ollut syömättä ja juomatta neljä tuntia ennen testiin saapumistaan, koehenkilöitä ei eritelty sen mukaan, kummassa järjestyksessä kehonkoostumus oli mitattu. Kehonkoostumusmittauksen jälkeen koehenkilön oikean jalan kuuteen lihakseen kiinnitettiin bipolaariset pintaelektrodit mittaamaan lihasten maksimivoimaa ja lihasaktiivisuutta. Lämmittely suoritettiin polkupyöräergometrillä, jonka jälkeen mitattiin voimatuolissa polvenojennuksen ja pohjopenkissä nilkanojennuksen isometriset maksimivoimat. Maksimivoimien mittauksen jälkeen koehenkilö riisui kengät ja hänelle sovitettiin turvavaljaat dynaamisen tasapainon mittausta varten.

6.3 Mittaukset

Kehonkoostumus. InBody- keho koostumus mitattiin InBody-720-laitteella (Biospace Co. Ltd., Seoul, Korea) joko aluksi tai lopuksi sen mukaan, oliko koehenkilö ollut ravinnotta ja juomatta neljä tuntia ennen mittausta. Koehenkilö riisui kengät, sukat ja mahdolliset korut ja kellot pois. Käsien kostuttamiseksi annettiin yksi puhdistusliina (InBody Tissue, BioSpace Co., Ltd., Seoul, Korea), jonka jälkeen se asetettiin toisen puhdistusliinan tavoin jalkansijojen paikalle poikittain. Koehenkilö asettui jalansijoille seisomaan. Koehenkilön koodin, pituuden, iän ja sukupuolen lisäämisen jälkeen laite mittasi painon, jonka jälkeen koehenkilö otti laitteen kahvoista kiinni ja asetti kädet irti vartalosta molemmin puolin ja seiso i rauhasa noin kolme minuuttia kehon analysoinnin ajan. Jalansijat ja kahvat desinfioitiin (Neo-Amisept) koehenkilön mittauksen jälkeen. Kehonkoostumustuloksista tallennettiin tuloksia varten pituus, paino ja oikean jalan lihasmassa. Koehenkilö sai kehonkoostumusanalyysin itselleen sen läpikäynnin jälkeen.

Voimien mittauksessa ja tasapainodatan keräämisessä ja tallentamisessa käytettiin langatonta Coachtech- järjestelmää. Coachtech -ohjelmassa oli jokaiselle koehenkilölle oma kansio, johon polvenojennus, nilkanojennus ja tasapainot tallennettiin langattomasti nodejen kautta. Yksi node (node 4) oli kaikkien mittausten ajan koehenkilön oikeassa reidessä kiinni tallentaen lihasaktiivisuuden signaalit (signaalitaso $\pm 5V$) mittausjärjestelmän tukiasemaan,

josta se siirtyi Ethernet-kaapelia pitkin Poe-kytkimen kautta mittausjärjestelmän serverille mittausraakadataksi tietokoneohjelmaan.

Lämmittely suoritettiin 8 minuutin ajan polkupyöräergometrillä (Monark Ergomedic 839E, Vanspro, Sweden) 80 watin kuormalla, polkemisnopeus/ kadenssi oli 80 rpm. Aika kulki polkupyöräergometrin ohjausnäytöllä.

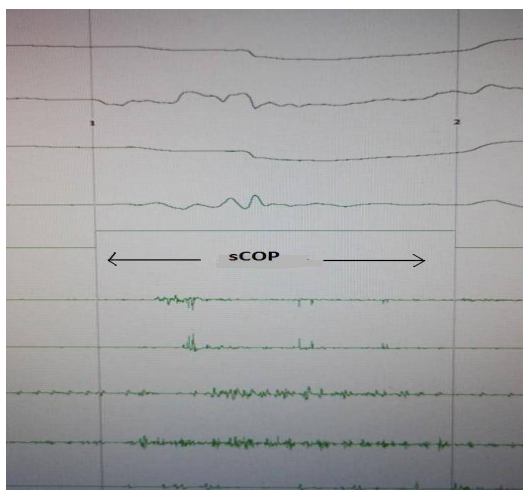
Polvenojennus. Polvenojennuksen tulokset (node 6) tallennettiin oikeasta jalasta voimatuolissa (Jyväskylän yliopisto, Liikuntabiologian laitos, Suomi), mutta molemmat jalat kiinnitettiin tukevasti tarranauhoilla erillisiin nilkkatukiin. Voimatuoli säädettiin siten, että polvikulma oli 107° , joka mitattiin goniometrillä (Jyväskylän yliopisto, Liikuntabiologian laitos, Suomi). Voimatuolin valjaat kiinnitettiin ylävartaloon estämään vartalon avustava liike. Vipuvarsi mitattiin mittanauhalla oikean jalan polvinivelen keskeltä nilkan voima-anturiin kiinnittävän tarranauhan keskelle. Koehenkilö sai vapaasti valita käsien asennon suorituksen aikana. (Kuva 13 A).

Nilkanojennus. Nilkanojennus (node 5) suoritettiin oikealla jalalla, vasen jalka sai olla halutulla tavalla koukussa lattialla. Koehenkilö istuutui pohjepenkkiin (Jyväskylän yliopisto, Liikuntabiologian laitos, Suomi). Pohjepenkki säädettiin siten, että koehenkilön oikea jalka oli suorana, polvi ei saanut olla lukossa, nilkkakulma oli 90° (pohjepenissä vakioituna), kengän pohja tiukasti kiinni voimalevyssä, selkä ja lantio kiinni selkänojassa. Polven alle laitettiin pehmuste tarvittaessa. Valjaat säädettiin ja kiinnitettiin ylävartaloon. Koehenkilö sai vapaasti valita käsien asennon suorituksen aikana. (Kuva 13 B).

Ennen suoritusta (voimatuoli ja pohjepenkki) testaaja kysyi, onko koehenkilö valmis, pyysi koehenkilöä vetämään keuhkot täyteen ilmaa ja suurella kannustuksella huusi 'PAINA', jolloin koehenkilö mahdollisimman nopeasti ja mahdollisimman suurella voimalla suoritti kolme kertaa polvenojennuksen ja nilkanojennuksen. Jokainen suoritus tarkistettiin Coachtech - ohjelmasta, annettiin palaute ja pyydettiin tarvittaessa koehenkilöä joko nopeuttamaan suoritusta tai puristamaan enemmän voimaa seuraavaan suoritukseen.

Suorituksen mitta oli kolme sekuntia ja sen loppuminen ilmoitettiin koehenkilölle sanomalla 'HEP'. Palautusaika oli minuutti, aika mitattiin sekundantilla (Citizen DC9114-af, Citizen Ltd, Japani).

Dynaamisen tasapainon mittaus. Dynaamisen tasapainon mittausta varten koehenkilö riisui kenkensä. Tasapainolaitteen kokonaispituus oli 2,0 m, voimalevyn koko sen päällä 106,5 cm x 42,0 cm x 2,7 cm. Voimalevy sijaitsi 39,2 cm korkeudella lattiapinnasta. Tasapainolaite sai virtansa pääkeskuksen (Rexroth, IndraDrive Cs Made in Germany) servomoottorin (Rexroth, 3-phase synchronous pm-motor, Made in Germany) kautta ja sen häiriöitä ohjattiin Drive tool-ohjelmalla (Jyväskylän yliopisto, Liikuntabiologian laitos, Suomi). Coachtech - ohjelman Personal ID-kenttään syötettiin koehenkilön henkilökohtainen ID. Tasapainolaitteen vahvistimen node 9 välitti voimalevyn (Jyväskylän yliopisto, Liikuntabiologian laitos, Suomi) signaalit signaalivahvistimen (AMTI Force and Motion, GEN 5 Signal Conditioner, Advanced Mechanical Technology, Inc., Watertown, USA) kautta raakadataksi tietokoneohjelmaan. Tätä työtä varten tasapainodatasta tallennettiin häiriönaikainen koko tasapainon poikkeama (sCOP, kuva 12).



KUVA 12. sCOP, häiriönaikainen koko tasapainon poikkeama, joka tarkoittaa häiriön aikana tallennettua koko tasapainon korjausta (mm).

Tasapainolaite liikkui joko eteen - tai taaksepäin 0,3 m viidellä eri nopeudella (0,05-0,25 m/s), kuudella eri kiihtyvyydellä (1,0-3,5 m/s²) jarrutuksen ollessa 2,0 m/s. Häiriöitä oli kaikkiaan 32 kpl yhden mittausjakson aikana siten, että taaksepäin - liikkeen muodostivat häiriönumerot 1, 4, 5, 7, 9, 12, 14, 15, 18, 19, 22, 23, 26, 27, 30, 31 ja eteenpäin - liikkeen häiriönumerot 2, 3, 6, 8, 10, 11, 13, 16, 17, 20, 21, 24, 25, 28, 29 ja 32, molempiin suuntiin 16 kpl. Nopeus kasvoi kunkin mittausjakson loppua kohden (Taulukko 2) ollen häiriöillä 1-4 0,05 m/s, häiriöillä 5-10 0,1 m/s, häiriöillä 11-16 0,15 m/s, häiriöillä 17-24 0,2 m/s ja häiriöillä 25-32 0,25 m/s ja kiihtyvyys aina sama molempiin suuntiin (eteen - ja taaksepäin - liike) häiriöillä 1-2 molempiin suuntiin 1,0 m/ s² ja häiriöillä 3-4 1,5 m/ s² molempiin suuntiin, jne.

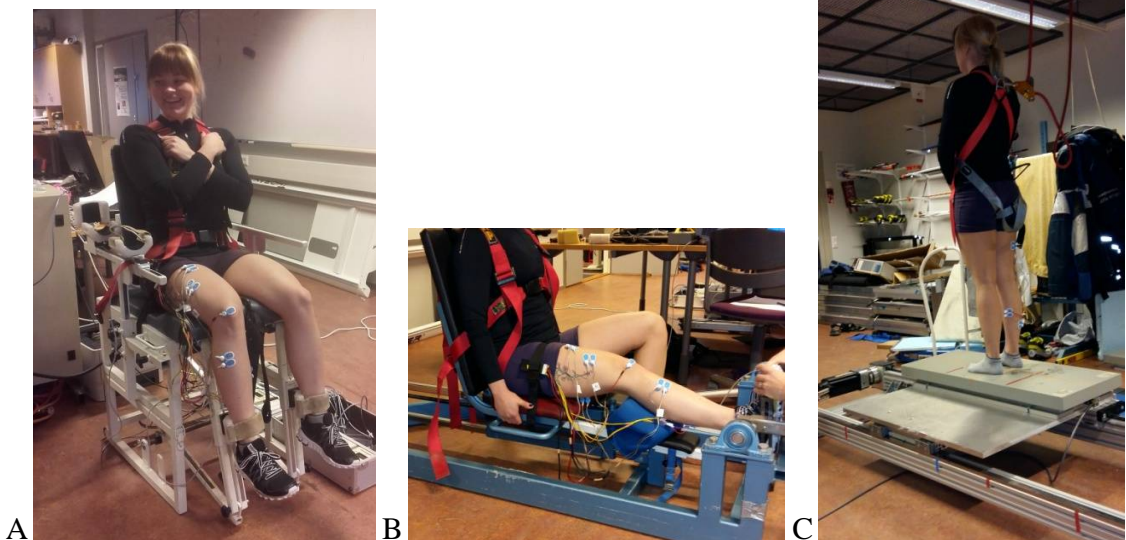
TAULUKKO 2. Nopeudet (0,05-0,25 m/s) ja häiriöt (1-32) sekä häiriön mitta (0,3 m) tasapainotestin aikana. Häiriöt on jaettu nopeuden mukaan.

Häiriö	1-2	3-4	5-6	7-8	9-10	11-12	13-14	15-16
Nopeus (m/s)	0,05	0,05	0,1	0,1	0,1	0,15	0,15	0,15
Häiriö (m)	0,3	0,3	0,3	0,3	0,3	0,3	0,3	0,3
Kiihtyvyys (m/s ²)	1,0	1,5	1,5	2,0	2,5	1,5	2,0	2,5

Häiriö	17-18	19-20	21-22	23-24	25-26	27-28	29-30	31-32
Nopeus (m/s)	0,2	0,2	0,2	0,2	0,25	0,25	0,25	0,25
Häiriö (m)	0,3	0,3	0,3	0,3	0,3	0,3	0,3	0,3
Kiihtyvyys (m/s ²)	2,0	2,5	3,0	3,5	2,0	2,5	3,0	3,5

Koehenkilölle sovittiin päälle turvavaljaat (CAMP Safety EMPIRE, New Zealand) ja tarkistettiin kiinnitysköyden mitta. Kiinnitysköysi oli sopivan mittainen, kun koehenkilön istuessa täysin turvavaljaiden varassa jalat koukussa pakarat eivät osuneet lattiaan. Aloitusasento oli aina sama: koehenkilö seiso i sukkasillaan tasapainolaitteen (Jyväskylän yliopisto, Liikuntabiologian laitos, Suomi) voimalevyn päällä voimalevyn (AMTI Force and Motion, GEN 5 Signal Conditioner, Advanced Mechanical Technology, Inc., Watertown,

USA) etureunasta 60 cm ja takareunasta 54 cm kantapäät kymmenen senttimetrin päässä toisistaan (merkittävä teipillä) rinnakkain jalkaterät suoraan eteenpäin (Kuva 13 C) ja katse kohdistettuna aina koko yhden mittauksen ajan rastiin, jonka etäisyys koehenkilöstä oli 5 m 39 cm ja korkeus 1,30m. Kädet olivat rennosti mutta tukevasti vartalon edessä kiinni toisissaan (ranneote) ja pyrittiin käsien osalta pitämään paikoillaan aina koko yhden häiriömittausjakson (noin 5 min) ajan. Tasapainohäiriöitä oli 32 kpl yhden häiriömittausjakson aikana. Viiden minuutin mittaisia testejä oli viisi kappaletta ja ne jaoteltiin balance 1, balance 2,... balance 5. Häiriöiden välillä oli minuutin palautus, jonka aikana koehenkilö sai verryttää jalkojaan. Kokonaisaika häiriömittaukselle oli noin puoli tuntia (30 min) ja häiriöitä yhtä koehenkilöä kohden yhteensä 160 kpl.



KUVA 13. Vasemmalla (A) koehenkilö istuu lähtötilanteessa voimatuolissa, jossa mitattiin isometriset maksimivoimat polvenojennuksessa ja -koukistuksessa. Keskellä (B) pohjepenkki, jossa mitattiin isometriset maksimivoimat nilkanojennuksessa ja -koukistuksessa. Oikealla (C) dynaamisen tasapainon mittauksen aloitusasento, turvalinja kiinnitettynä. Voimalevy oli liikkuvan alustan päällä.

6.4 Analysoitavat muuttujat

Voimantuottonopeuden ja maksimivoimien tulokset suodatettiin Spike2 5.21-ohjelmalla (Cambridge Electronic Design, United Kingdom), näytteenottotaajuus oli 1000 Hz, näytteen pituus 225, taajuudesta suodatettiin 15,0 Hz pienemmät ja 475,0 Hz suuremmat pois, näytteen muutosväli oli 12,5. Lihasten maksimivoima (max) ja voimantuottonopeus (RFD) analysoitiin 200 ms: n ikkunalla. Maksimivoima analysoitiin kolmen suorituksen korkeimmasta voimakäyrästä, joka suuruus tarkistettiin vaakakursorilla, jonka jälkeen valitusta voimakäyrästä analysoitiin huippuarvo (Mean) eli voiman korkein kohta 200ms ikkunalla kahden pystykursorin avulla. Voimantuottonopeus analysoitiin siten, että siihen kohtaan, mistä voimantuotto alkoi, laitettiin ensimmäinen kursori, ja toinen kursori 200ms: n kohdalle. Näin saatiin selville voimantuottonopeuden jyrkkyys. Kunkin koehenkilön voimantuottonopeus normalisoitiin säären mitalla (Johnson ym. 2012). Voimat on ilmaistu Newtonina (N).

Tasapainomittauksien raakadata suodatettiin BalanceAnalyzer - ohjelmalla (Jyväskylän yliopisto, Vuokatti, Suomi) ja analysoitiin sCOP (häiriönaikainen koko tasapainon poikkeama). Tuloksia käsiteltiin yksittäisten häiriöiden osalta, lisäksi tasapainolaitteen viidelle eri nopeudelle laskettiin häiriöiden (häiriö 1...häiriö 32) keskiarvot riippumatta tasapainolaitteen kiihtyvyydestä ja häiriöiden suunnasta. Saatuja keskiarvotuloksia verrattiin ryhmien välillä ja nopeuden vaikutuksen tutkimiseksi. Korrelaatiota tutkittiin oikean jalan voimien ja lihasmassan ja sCOP - mitan sekä askeleen ottamisen välillä ryhmien kesken. Eteen - taaksepäin - liikkeissä häiriöiden aikaiset korrelaatiot esitetään pylväskuvaajilla. Eteenpäin - liikkeessä tulos on negatiivinen (COP taaksepäin) ja taaksepäin - liikkeessä positiivinen (COP eteenpäin). Tasapainon poikkeamat on ilmaistu millimetreinä (mm). Askeleen ottaminen tasapainohäiriöiden aikana kirjattiin manuaalisesti.

6.5 Statistiikka

Tilastolliset analyysit tehtiin SPSS 24-ohjelmalla (IBM, New York, USA). Kaikki tässä työssä esitetyt tulokset ovat keskiarvoina ja keskihajontana (\pm SD). sCOP: in normalisuus tarkasteltiin molemmista ryhmistä Explore- toiminnolla. Tämän jälkeen tutkittiin non-parametrisellä Independent samples t-testillä ryhmien väliset erot sCOP, voimat ja oikean jalan lihasmassa sekä askeleet. Tilastollisesti merkittävät erot tutkittiin riippumattomien otosten testillä (Mann-Whitneyn U-testi). Muuttujien välisiä merkitsevyyksiä tutkittiin Pearsonin korrelaatiokertoimen avulla. Tilastollinen merkitsevyys on ilmaistu seuraavilla tavoin: * = $p < 0,05$ ja ** = $p < 0,01$.

7 TULOKSET

7.1 Fyysiset ominaisuudet

Molemmilla sukupuolilla löytyi tilastollisesti merkitsevä korrelaatio pituuden ja oikean jalan massan välillä (miehillä $r = 0,836$, $p = 0,01$ ja naisilla $r = 0,880$, $p = 0,002$). Samoin painon ja oikean jalan massan välillä löytyi melkein merkitsevä korrelaatio (miehillä $r = 0,742$, $p = 0,035$ ja naisilla $r = 0,741$, $p = 0,022$). Koko ryhmän vertailussa pituuden ja painon ($r = 0,739$, $p = 0,001$) ja pituuden ja oikean jalan massan ($r = 0,950$, $p = 0,000$) välillä ilmeni merkitsevä korrelaatio, samoin kuin painon ja oikean jalan massan ($r = 0,784$, $p = 0,000$) välillä.

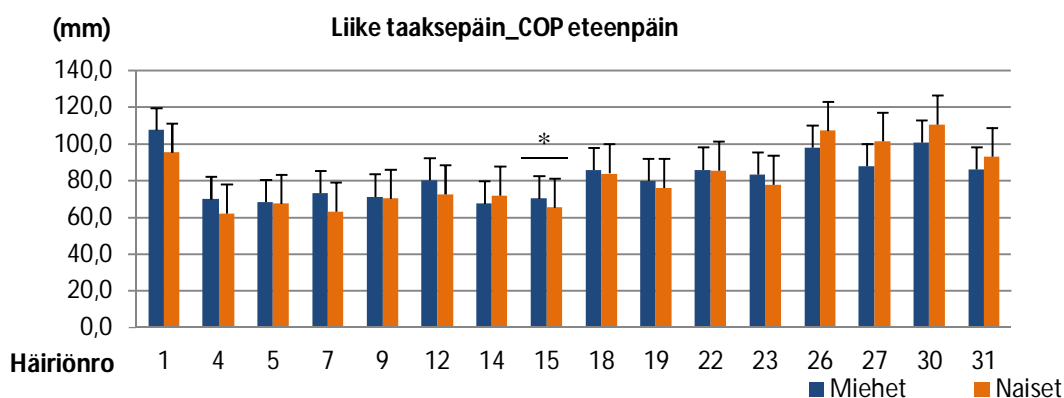
Taulukossa 3 nähdään keskiarvoina ja keskihajontana (\pm SD) koehenkilöiden oikean jalan voimantuottonopeus (RFD) ja maksimivoima (max) polvenojennuksessa (ke) ja nilkanojennuksessa (pf) molemmissa ryhmissä sekä koko ryhmän välillä. Naisilla löytyi tilastollisesti merkitsevä korrelaatio ke_RFD: n ja pf_RFD: n välillä ($r = 0,848$, $p = 0,004$) samoin kuin ke_max: n ja pf_max: n välillä ($r = 0,936$, $p = 0,000$). Miehillä ei löytynyt korrelaatioita. Koko ryhmän vertailussa ke_RFD: n ja pf_RFD: n välillä ($r = 0,803$, $p = 0,000$) ilmeni merkitsevä korrelaatio, kun taas ke_max: n ja pf_max: n ($r = 0,542$, $p = 0,025$) välillä korrelaatio oli melkein merkitsevä.

TAULUKKO 3. Koehenkilöiden oikean jalan voimantuottonopeus (ke_RFD, pf_RFD) ja maksimivoima (ke_max, pf_max) keskiarvoina (\pm SD) molemmissa ryhmissä ja koko ryhmässä.

Koehlöt	ke_RFD (N)	pf_RFD (N)	ke_max (N)	pf_max (N)
M (n= 8)	291,7 (\pm 43,7)	418,6 (\pm 80,0)	338,6 (\pm 50,7)	502,7 (\pm 218,9)
N (n= 9)	187,7 (\pm 78,3)	284,1 (\pm 115,6)	250,7 (\pm 82,0)	441,9 (\pm 135,8)
Yht. (n= 17)	239,7 (\pm 80,8)	347,4 (\pm 119,5)	294,7 (\pm 78,2)	470,5 (\pm 176,6)

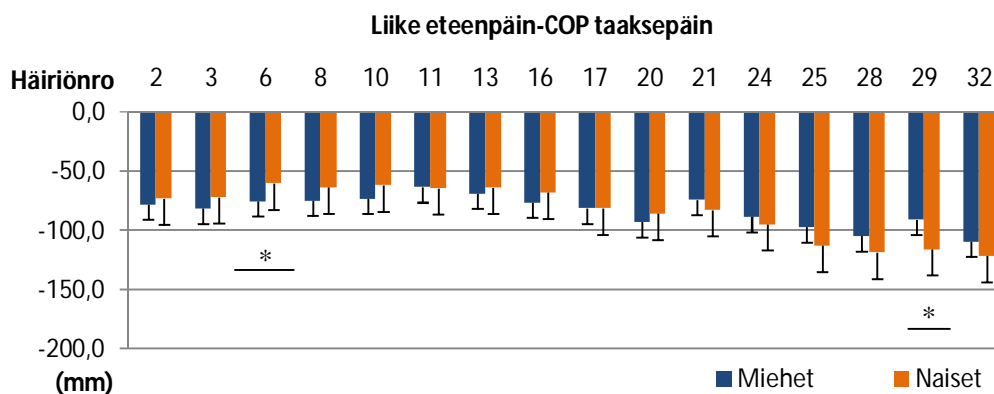
7.2 Tasapainohäiriön mitta eteen - ja taaksepäin -liikkeen aikana

Häiriönaikainen koko tasapainon poikkeaman (sCOP) mitta vaihteli taaksepäin -liikkeen aikana miehillä 67,4-107,9 mm ja naisilla 62,0-110,4 mm välillä. (Kuva 14). Koko ryhmän sCOP -mitan vertailussa löytyi yksi merkitsevä ero häiriöllä 15. Miesten sCOP keskiarvo 70,2 mm (Std. Dev. = 17,83, n = 8) poikkesi naisten sCOP keskiarvosta 65,3 mm (Std. Dev. = 7,18, n = 9).



Kuva 14. sCOP miehillä ja naisilla, kun tasapainolaite liikkui taaksepäin. Tilastollisesti merkitsevä häiriö sukupuolten välillä häiriössä 15, * $p < 0,05$.

Häiriönaikainen koko tasapainon poikkeaman (sCOP) mitta vaihteli eteenpäin - liikkeen aikana miehillä 63,7-109,6 mm ja naisilla 60,6-121,7 mm välillä. (Kuva 15). Häiriönaikaisessa koko tasapainon poikkeamassa (sCOP) kahden riippumattoman otoksen vertailussa löytyi kaksi merkitsevää eroa, häiriöt 6 ja 29. Miesten sCOP keskiarvo 75,4 mm (Std. Dev. = 11,58) häiriössä 6 poikkesi naisten sCOP keskiarvosta 60,6 mm (Std. Dev. = 11,44). Häiriössä 29 miesten sCOP keskiarvo oli 91,0 mm (Std. Dev. = 25,25) ja naisten 116,0 mm (Std. Dev. = 16,50).

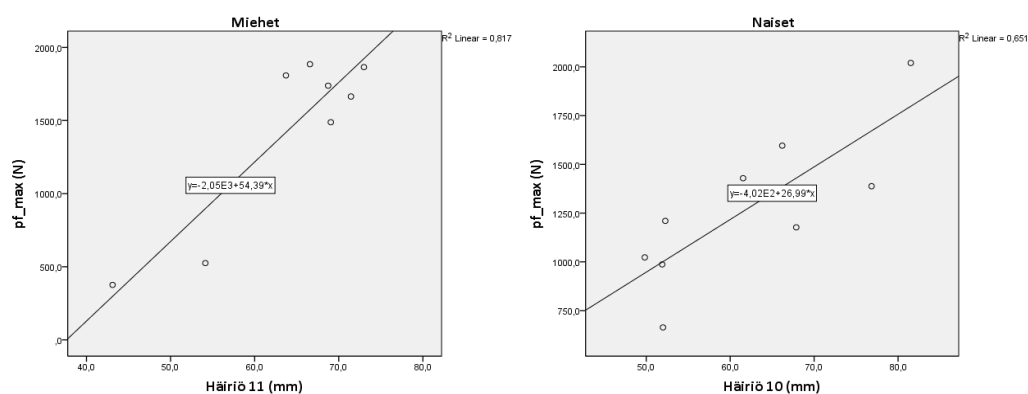


KUVA 15. sCOP miehillä ja naisilla, kun tasapainolaite liikkui eteenpäin. Tilastollisesti merkitsevät häiriöt 6 ja 29 (* $p < 0,05$).

7.3 Tasapainohäiriöt (sCOP), voimat ja oikean jalan lihassmassa

Koko ryhmän sCOP. Koko ryhmän sCOP -mitta vaihteli 65,7-116,0 mm: n välillä. Tasapainolaitteen eteenpäin - liikkeessä, jolloin keho huojui taaksepäin, häiriön 29 ($r = -0,479$, $p = 0,042$) ja ke_RFD: n välillä ilmeni lievä negatiivinen korrelaatio, samoin kuin häiriön 10 ($r = 0,579$, $p = 0,015$) ja ke_max: n välillä. Häiriön 6 ($r = 0,654$, $p = 0,004$) ja ojm: n väliltä löytyi tilastollisesti merkitsevä korrelaatio. Häiriöiden 8 ($r = 0,512$, $p = 0,036$), 10 ($r = 0,484$, $p = 0,049$) ja ojm: n välillä ilmeni melkein merkitsevä korrelaatio. Häiriöiden 11 ($r = 0,658$, $p = 0,004$), 13 ($r = 0,513$, $p = 0,035$) ja 16 ($r = 0,571$, $p = 0,017$) ilmeni korrelaatiota pf_max: n kanssa. Tasapainolaitteen taaksepäin - liikkeessä, jolloin keho huojui eteenpäin, häiriöiden 5 ($r = 0,624$, $p = 0,007$), ja 23 ($r = 0,684$, $p = 0,002$) pf_max: n välillä ilmeni tilastollisesti merkittävä korrelaatio. Häiriöiden 7 ($r = 0,589$, $p = 0,013$), 15 ($r = 0,592$, $p = 0,012$), 27 ($r = 0,533$, $p = 0,028$) ja 31 ($r = 0,490$, $p = 0,046$) ilmeni melkein merkitsevä korrelaatio pf_max: n kanssa, samoin kuin häiriön 12 ($r = 0,521$, $p = 0,032$) ja ojm: n kanssa. Häiriöiden ja nilkanojennuksen voimantuottonopeuden välillä ei löytynyt korrelaatiota.

Naisten sCOP. Naisten sCOP -mitta vaihteli 60,5 - 121,7 mm: n välillä. Tasapainolaitteen eteenpäin - liikkeessä, jolloin keho huojui taaksepäin, häiriöiden 10 ($r = 0,788$, $p = 0,012$) ja 16 ($r = 0,712$, $p = 0,031$) sekä ke_max: n sekä häiriön 11 ($r = 0,759$, $p = 0,018$) ja pf_RFD: n välillä ilmeni positiivinen korrelaatio. Häiriöt 13 ($r = 0,703$ ja $p = 0,035$) ja 16 ($r = 0,765$ ja $p = 0,016$) korreloivat pf_max: n kanssa, kun taas häiriön 10 ($r = 0,807$, $p = 0,009$) ja pf_max: n välillä ilmeni tilastollisesti merkitsevä korrelaatio (Kuva 16). Häiriön 6 ($r = 0,711$, $p = 0,032$) sekä ojm: n välillä ilmeni melkein merkitsevä korrelaatio. Tasapainolaitteen taaksepäin - liikkeessä, jolloin keho huojui eteenpäin, voimakasta korrelaatiota ilmeni häiriön 22 ($r = 0,921$ ja $p = 0,000$) ja ojm: n kanssa. Häiriöiden, 12 ($r = 0,722$ ja $p = 0,028$) ja 14 ($r = 0,756$ ja $p = 0,018$) sekä ojm: n välillä ilmeni melkein merkitsevää korrelaatiota. Häiriöiden ja polvenojennuksen voimantuottonopeuden välillä ei löytynyt korrelaatiota.

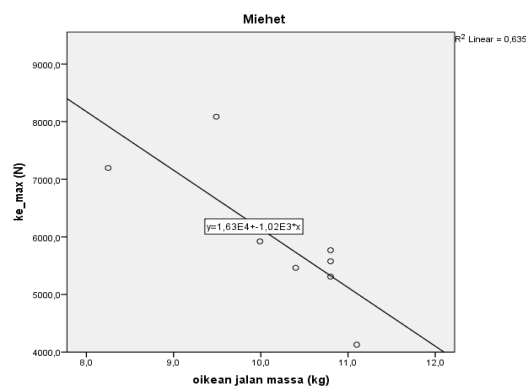


KUVA 16. Vasemmalla miesten häiriö 11 ja oikean jalan maksimivoimien korrelaatio ($p < 0,01$). Oikealla naisten häiriö 10 ja oikean jalan maksimivoimien korrelaatio ($p < 0,01$).

Miesten sCOP. Miesten sCOP -mitta vaihteli 63,7 - 109,6 mm välillä. Tasapainolaitteen eteenpäin - liikkeessä, jolloin keho huojui taaksepäin, häiriön 14 ($r = 0,773$, $p = 0,024$) ja ke_RFD välillä ja 5 ($r = 0,743$, $p = 0,035$) ja 15 ($r = 0,763$, $p = 0,028$) sekä pf_maxin välillä ilmeni melkein merkitsevä korrelaatio. Tasapainolaitteen taaksepäin - liikkeessä, jolloin keho huojui eteenpäin, häiriön 11 ($r = 0,904$, $p = 0,002$) ja pf_max: n välillä ilmeni tilastollisesti merkitsevä korrelaatio (Kuva 16). Häiriöiden sekä nilkanojennuksen

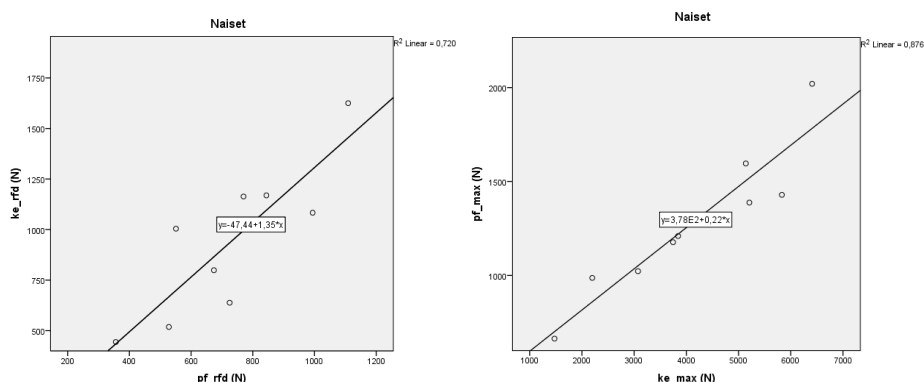
voimantuottonopeuden, polvenojennuksen maksimivoiman ja oikean jalan massan välillä ei löytynyt korrelaatiota.

Voimat ja oikean jalan massa. Miesten oikean jalan massan ja polvenojennuksen maksimin välillä löytyi negatiivinen korrelaatio ($r = -0,797$, $p = 0,018$). (Kuva 17). Muiden voimien välillä ei löytynyt korrelaatiota.



KUVA 17. Miesten oikean jalan massan ja polvenojennuksen maksimivoimien välinen negatiivinen korrelaatio ($p < 0,05$).

Naisten voimantuottonopeudessa ja maksimivoimissa löytyi merkittävä korrelaatio. Pf_RFD:n ja ke_RFD: n ($r = 0,848$, $p = 0,004$) välillä ilmeni merkitsevä korrelaatio samoin kuin pf_max: n sekä ke_max: n ($r = 0,936$, $p = 0,000$) välillä. Oikean jalan massan ja voimien välillä ei löytynyt korrelaatiota. (Kuva 18).



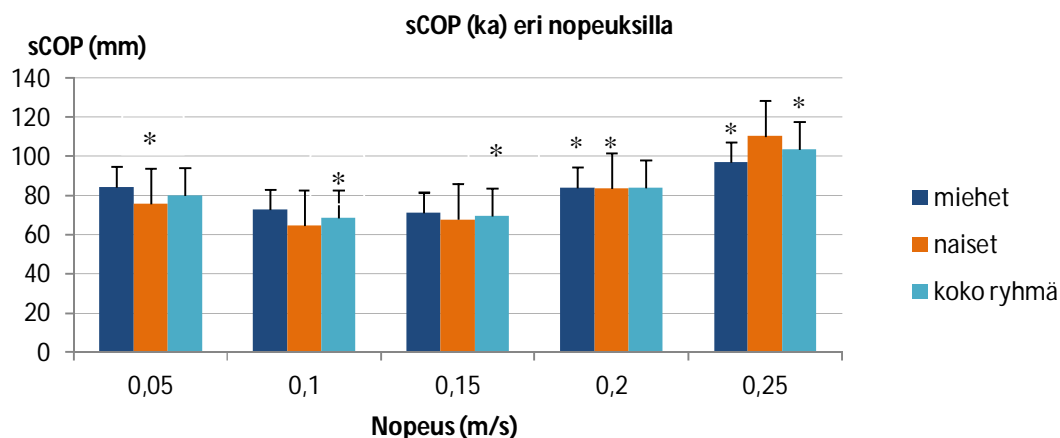
KUVA 18. Vasemmalla naisten polvenojennuksen ja nilkanojennuksen voimantuottonopeuden välinen korrelaatio. Oikealla polvenojennuksen ja nilkanojennuksen maksimivoimien välinen korrelaatio ($p < 0,01$).

Koko ryhmän välisten voimien ja oikean jalan massan vertailussa ilmeni voimakas korrelaatio pf_RFD: n ja ke_RFD: n välillä ($r = 0,803$, $p = 0,000$). Pf_max: n ja ke_max: n välillä ($r = 0,542$, $p = 0,025$) ilmeni korrelaatiota, samoin kuin oikean jalan massan sekä ke_RFD: n ($r = 0,573$, $p = 0,016$) ja pf_RFD: n ($r = 0,483$, $p = 0,049$) kanssa.

7.4 Tasapainohäiriöiden pituuden erot viidellä eri nopeudella

Ryhmien välisiä sCOP- mitan eroja tarkasteltiin viidellä eri nopeudella: 0,05-0,1-0,15-0,2-0,25 m/s ($p < 0,05$). Keskiarvoinen sCOP- mitta nopeudessa 0,05 m/s oli miehillä 84,3 mm ja naisilla 75,7 mm, naisten ryhmässä häiriön 2 sCOP -mitan pituudessa ilmeni ero muihin ryhmiin. Nopeudessa 0,1 m/s sCOP- mitta miehillä oli 72,7 mm ja naisilla 64,5 mm, ryhmien välillä sCOP- mitan pituudessa ei ilmennyt eroja. Nopeudessa 0,15 m/s sCOP- mitta miehillä oli 71,2 mm ja naisilla 67,8 mm, jossa naisten ryhmässä häiriön 16 sCOP- mitan pituudessa ilmeni ero muihin ryhmiin verrattuna. Nopeudessa 0,2 m/s sCOP- mitta miehillä oli 84,0 mm ja naisilla 83,6 mm, ja jossa miesten ryhmässä häiriön 20 ja naisten ryhmässä häiriön 19 sCOP -mitan pituudessa ilmeni ero. Suurimmalla nopeudella 0,25 m/s miesten sCOP - mitta oli 96,9 mm ja naisten 110 mm ja jossa miesten ryhmässä häiriön 28

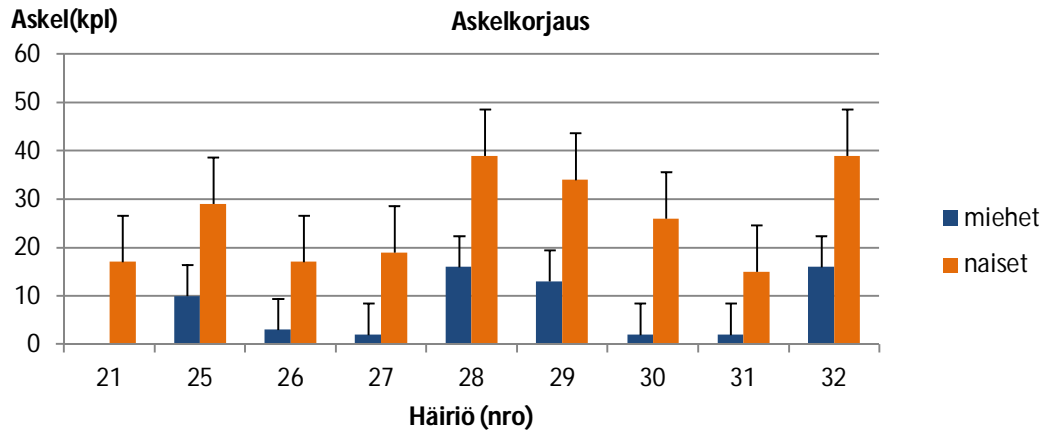
ja 31 ja koko ryhmän häiriön 29 sCOP -mitan pituudessa ilmeni ero, naisten ryhmässä ei ollut eroja. (Kuva 19).



KUVA 19. sCOP -mitan (mm) keskiarvot (ka) miehillä ja naisilla sekä koko ryhmän kesken viidessä eri nopeudessa 0,05m/s, 0,1m/s, 0,15m/s, 0,2m/s ja 0,25m/s (* $p < 0,05$).

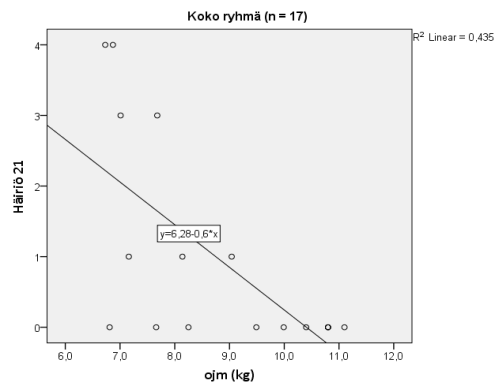
7.5 Askeleella korjaaminen häiriöissä 21 sekä 25-32

Askeleen ottaminen ryhmien välillä ei ollut normaalisti jakautunut, joten nonparametrisen testin (Mann-Whitney U-testi) perusteella analysoitaviksi häiriöiksi valikoituivat häiriöt 21 ja 25 - 32. Kuvassa 20 nähdään miesten ja naisten välinen ero askeleella korjaamisessa häiriöiden aikana. Tasapainolaitteen nopeus on häiriössä 21 0,2 m/ s ja häiriöissä 25 - 32 0,25 m/s. Koehenkilöiden tasapainon korjaus askeleella jokaisessa sarjassa merkittiin kirjaamalla manuaalisesti ylös testipöytäkirjaan, josta ne taulukoitiin exceliin ja laskettiin yhteen. Naiset korjasivat tasapainoan askeleen ottamisella lukumääräisesti enemmän kuin miehet. Esimerkiksi häiriössä 21 naiset korjasivat tasapainoan yhteensä 17 kertaa, kun miehillä siinä oli 0 kertaa askeleella korjausta. Häiriössä 32 naiset korjasivat tasapainoan yhteensä 39 kertaa, kun taas miehet yhteensä 16 kertaa. Häiriössä 32 naisten viiden tasapainohäiriön keskiarvo oli 4,3, eli naiset korjasivat tasapainoan askeleella melkein joka häiriöjaksossa. Miehillä vastaava keskiarvo häiriössä 32 oli 2,0.



KUVA 20. Miesten ja naisten väliset erot häiriöissä 21 ja 25-32, kun tasapaino korjataan askeleella (kpl) tasapainolaitteen nopeuden ollessa 0,2m/s (häiriö 21) ja 0,25m/s (häiriöt 25-32).

Koko ryhmän askel-korjaus. Eteenpäin - liikkeessä, jolloin keho huojui taaksepäin, negatiivinen korrelaatio ilmeni häiriön 21 ja ojm ($r = -0,659$, $p = 0,004$) välillä. (Kuva 21).

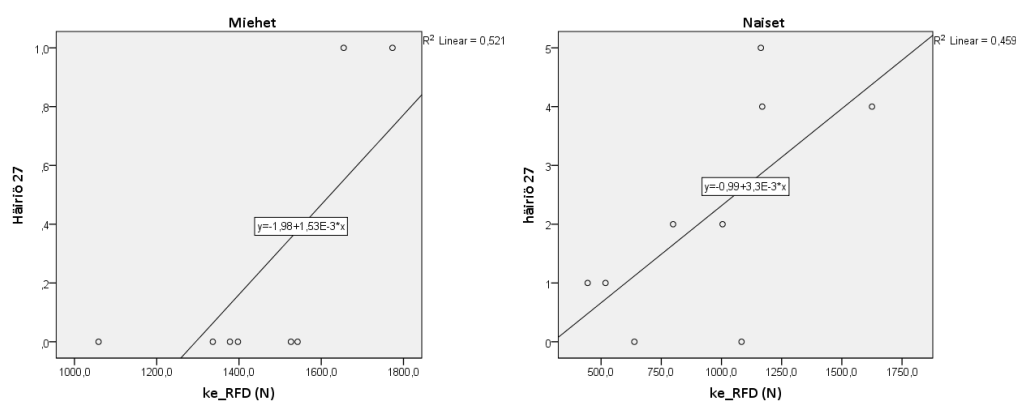


KUVA 21. Häiriö 21 ja oikean jalan massa koko ryhmän kesken, kun otettiin askel ($p < 0,01$). Miehillä askeleella korjausta ei ollut häiriössä 21, kun taas naisilla askel-korjauksen määrä oli häiriössä 21 17 kpl.

Häiriöiden 25 ja ke_max ($r = -0,510$, $p = 0,036$) sekä ojm ($r = -0,492$, $p = 0,045$) välillä, häiriöiden 28 ja ojm ($r = -0,551$, $p = 0,022$), 29 ja ojm ($r = -0,587$, $p = 0,013$) sekä ke_RFD

($r = -0,501$, $p = 0,041$), 32 ja ojm ($r = -0,544$, $p = 0,024$) sekä ke_max ($r = -0,501$, $p = 0,040$) välillä ilmeni negatiivista korrelaatiota. Taaksepäin - liikkeessä, kun keho huojuu eteenpäin, negatiivisia korrelaatioita ilmeni häiriöiden 27 ja ojm ($r = -0,595$, $p = 0,012$), 30 ja ojm ($r = -0,582$, $p = 0,014$), sekä 31 ja ojm ($r = -0,624$, $p = 0,007$). Tasapainolaitteen nopeus näissä häiriöissä oli 0,25 m/s.

Miesten ja naisten askeleella korjaus. Miehillä ilmeni positiivista korrelaatiota häiriön 27 ja ke_RFD: n välillä ($r = 0,722$, $p = 0,043$), samoin kuin naisilla ($r = 0,677$, $p = 0,045$). Tasapainolaitteen nopeus oli häiriössä 27 0,25m/s liikkeen ollessa eteenpäin ja COP: een huojuun taaksepäin. (Kuva 22).



KUVA 22. Häiriö 27. Vasemmalla miesten oikean jalan voimantuottonopeuden ja häiriön 27 korrelaatio ($p < 0,05$). Oikealla naisten oikean jalan voimantuottonopeuden ja häiriön 27 korrelaatio ($p < 0,05$).

8 POHDINTA

Tässä työssä tutkittiin tasapainon muutoksia koko tasapainon poikkeaman mitassa, tasapainon korjaamista askeleella sekä oikean jalan lihasvoimien ja oikean jalan lihassmassan yhteyttä tasapainon poikkeamaan ja askeleella korjaamiseen. Tasapainohäiriö aiheutettiin satunnaisesti horisontaalisuunnassa eteen - taaksepäin - liikkeen aikana viidellä eri nopeudella. Tutkimustilanteessa koehenkilöiltä tallennettiin polven- ja nilkanojennuksen voimantuottonopeudet, polven- ja nilkanojennuksen maksimivoimat, kehonkoostumus ja antropometriset mitat sekä tasapainohäiriöt ja askeleet. Kehonkoostumuksen tuloksista laskettiin oikean jalan lihassmassa, tallennettiin pituus, paino ja ikä. Miehet olivat pidempiä ja painavampia kuin naiset, ja oikean jalan lihassmassa oli suurempi kuin naisten. Tässä työssä kokonaisuutta ajatellen naisilla oli huonompi tasapaino, koska he korjasivat tasapainoaan askeleella miehiä useammin. Toisaalta nopeimmassa häiriössä miesten keskiarvoinen sCOP - mitta oli suurempi kuin naisten, ja vasta viimeisessä häiriössä pienempi kuin naisten.

Tasapainon muutos (mm) mitattiin häiriönaikaisesta koko tasapainon poikkeamasta (sCOP). Dynaaminen tasapaino testattiin tasapainolaitteen ja voimalevyn siirtyessä joko eteen - tai taaksepäin tulosten ollessa millimetrejä. Mitä pienempiä arvot olivat, sitä parempi oli tasapainon ylläpito, vastaavasti mitä suurempi arvot olivat, sitä huonompi oli tasapainon ylläpito. Kun tasapainolaite siirtyi eteenpäin, keho pyrki korjaamaan tasapainoa huojahtamalla taaksepäin. Vastaavasti, kun tasapainolaite siirtyi taaksepäin, keho pyrki korjaamaan tasapainoa huojahtamalla eteenpäin. Häiriöiden mitan, korrelaatiotulosten ja askel- korjauksen mukaan naisilla oli huonompi tasapaino kuin miehillä. Tämä ilmeni molempiin suuntiin mitatuissa tasapainohäiriöissä. Naiset myös korjasivat tasapainoaan askeleella miehiä useammin.

Tasapainohäiriöt, voimat ja oikean jalan massa. Naisilla oli sCOP: een mitta oli suurempi kuin miehillä. Naisilla ilmeni korrelaatiota häiriöiden ja nilkanojennuksen

voimantuottonopeuden, polvenojennuksen maksimivoimien, nilkanojennuksen maksimivoimien sekä oikean jalan massan välillä ja nimenomaan enemmän eteenpäin - liikkeessä, jolloin COP huojautti taaksepäin. Miehillä korrelaatiota löytyi polvenojennuksen voimantuottonopeuden sekä nilkanojennuksen maksimivoimien ja häiriöiden välillä ja vain yhdessä häiriössä COP siirtyi taaksepäin, kun tasapainohäiriön liike tapahtui eteenpäin. Koko ryhmän vertailussa häiriöiden sekä polvenojennuksen voimantuottonopeuden, polvenojennuksen ja nilkanojennuksen maksimivoimien ja oikean jalan lihasmassan välillä ilmeni yhteys. Häiriöiden ja nilkanojennuksen voimantuottonopeuden välillä ei ollut korrelaatiota. Nilkanojentajilla on merkittävä rooli kehon tasapainon säilyttämisessä eteen - taaksepäin - liikkeissä (Pollock ym. 2014). Eteenpäin -liikkeessä, jolloin COP huojui taaksepäin, löytyi korreloivia häiriöitä kahdeksan kappaletta ja taaksepäin - liikkeessä seitsemän kappaletta. Torres ym. (2014) mukaan inaktiivisilla miehillä näköaisti ja sen rajoittaminen vaikuttaa COP: een huojuntaan eteen - taaksepäin liikkeessä enemmän kuin inaktiivisilla naisilla heikentämällä kehon kontrolloinnin tuntemusta, toisaalta tutkimuksen miehet olivat pidempiä kuin naiset, joka oli tasapainokontrollia heikentävä tekijä. Tässä työssä näkökykyä ei rajoitettu ja miesten parempi tasapainon ylläpito oli yhteydessä miesten parempiin lihasvoimiin.

Miesten voimantuottonopeudet ja maksimivoimat olivat suuremmat kuin naisten, etenkin polvenojennuksessa. Myös oikean jalan lihasmassa oli miehillä suurempi kuin naisilla. Voimantuottonopeus normalisoitiin säären mittaan mutta toisin kuin Johnsonin ym. (2012) tutkimuksessa, sillä ei ollut vaikutusta lopputulokseen: miesten voimantuottonopeus oli naisia suurempi. Tulosten mukaan miesten oikean jalan lihasmassan ja polvenojennuksen maksimivoimien välillä oli yhteys, mitä naisilla ei ilmennyt. Sen sijaan nilkanojennuksen maksimivoimissa ero oli kapeampi miesten ja naisten välillä. Koko ryhmän välillä voimien ja oikean jalan massan vertailussa ilmeni voimakas korrelaatio nilkanojennuksen ja polvenojennuksen välillä, samoin kuin maksimivoimien välillä. Oikean jalan massan ja polvenojennuksen voimantuottonopeuden välillä oli yhteys.

Tasapainohäiriöt ja nopeudet. Dynaamisen tasapainolaitteen häiriöjaksojen nopeus oli viisiportainen. Miesten keskiarvoinen sCOP - mitta oli kolmessa ensimmäisessä nopeudessa (0,05 m/s, 0,1 m/s, 0,15 m/s) suurempi kuin naisten, neljännessä 0,2 m/s) liki yhtä suuri kuin naisilla mutta viidennessä nopeudessa (0,25 m/s) pienempi. Se, että miehillä oli suurempi sCOP - mitta kuin naisilla saattoi johtua siitä, että miehet olivat pidempiä kuin naiset tai naisten kehon paremmasta hallinnasta. Alonso ym. (2012) totesivat pituuden korreloivan tasapainon kanssa miehillä, sillä mitä korkeammalla COM sijaitsee, sitä herkemmin se vaikuttaa COP: een mittaan. Toisaalta Hwang ym. (2009) tutkimuksessa huomattiin, että COP: n mitta oli yhteydessä häiriön nopeuteen. Huolimatta siitä, että tässä työssä ei tutkittu antropometriikan vaikutusta tasapainoon, sitä mietittiin kuitenkin yhtenä selittävänä tekijänä.

Askel. Naiset korjasivat tasapainoaan askeleella miehiä useammin häiriötilanteissa. Viimeisessä häiriössä (häiriö 32) naisten askeleella korjauksen määrä oli yli kaksinkertainen miehiin verrattuna. Naisten oikean jalan lihasmassan ja askeleen ottamisen välillä oli korrelaatiota samoin kuin häiriöiden ja oikean jalan lihasmassan välillä, toisaalta voimien ja oikean jalan lihasmassan välillä ei löytynyt yhteyksiä. Fujimoto ym. (2013) mukaan askeleen ottaminen rajoittaa tasapainon säilyttämistä pystyasennon aikana erityisesti ikääntyneillä ja voi johtua nilkan seudun lihasten heikkoudesta, jolloin nilkkastrategialla ei voida ylläpitää tasapainoa häiriötilanteissa, toisin kuin nuorilla, jotka pystyvät säätelemään tasapainoa pelkällä kantapään nostamisella, mikä viittaa vahvaan nilkan seudun lihaksistoon.

Tasapainoa säädellään erilaisilla strategioilla (Horak, ym. 1997) ja kontrolloidaan tuntoon, näköaistiin ja tasapainojärjestelmään perustuen (Lephart ym. 1998). Asennon kontrollointia voidaan oppia, ja sen katsotaan olevan toiminnallinen motorinen taito (Horak ym. 1997). Tasapainoa voidaan parantaa tasapainoharjoituksilla, ei pelkästään lihaksia harjoittamalla (Nelson & Johnson, 1973; Nicholson ym. 2014). Tässä työssä dynaamista tasapainoa testattiin siten, että kaikki aistit olivat käytössä. Nilkkaniveltä sanotaan tärkeimmäksi tasapainon ylläpitäjäksi pienillä häiriöillä, koska se sijaitsee lähinnä tukipintaa (Blackburn

ym. 2000). Kuten edellä on todettu, nilkan voimien ja häiriöiden väliltä löytyi korrelaatioita, joten siihen nähden tulokset olivat linjassa kirjallisuuden kanssa (Oliveira ym. 2008).

Tutkimustilanteen alkukartoituksessa selvisi, että lähes kaikki miespuoliset koehenkilöt olivat aktiivisesti liikuntaa harrastavia, osa kilpailevia urheilijoita. Vaatimuksena tutkimukseen hyväksymiseen oli ainoastaan perusterve, ilman vakituista lääkitystä tai sairauksista toipumassa oleva nuori henkilö. Kun ajatellaan urheilevaa ja kilpailevaa nuorta, on ilman muuta selvää, että tällaisella henkilöllä on hyvä lihaskunto. Hyvällä lihaskunnolla on merkitystä kaikkeen arkipäiväiseen toimintaan, myös tasapainon säilyttämiseen ja reagoitakykyyn. InBody - kehonkoostumusmittausten tulosten perusteella koeryhmän miehet olivat lihaksikkaampia kuin naiset. Jos koehenkilöiden joukossa olisi ollut enemmän inaktiivisia henkilöitä (miehiä), herää kysymys, että olisiko sillä voinut olla vaikutusta tuloksiin.

Lähtötilanteessa koehenkilöiden määrä oli 20. Tulosten analysointivaiheessa jouduttiin jättämään pois kolmen koehenkilön mittaustulokset, sillä niiden suuruusluokassa oli poikkeavuutta muihin tuloksiin verrattuna. Syynä tähän arveltiin olevan häiriöt datan tallennusvaiheessa tai datan siirtovaiheessa. Testihuoneen lämpötilaa ei vakioitu, eikä valon määrää. Nilkankoukistuksen tuloksissa oli analysoinnin kannalta heikkoja tuloksia, johtuen mahdollisesti ohjeistuksen epäselvyydestä mittaustilanteessa tai siitä, että mittaustilanteessa jalkaterästä pidettiin avustajan toimesta kiinni. Tämä ei ehkä ollut paras mahdollinen menetelmä suorittaa nilkankoukistus maksimivoimilla eikä näitä tuloksia voinut näin ollen voinut analysoida jatkossa. Nilkanojennuksessa nilkkakulma ei välttämättä kaikilla koehenkilöillä ollut sama, koska koehenkilö sai käyttää omia kenkiä ja kenkien pohjat olivat erilaisia. Polven alla oleva pehmuste oli epävakaa, eikä näin ollen antanut välttämättä tarvittavaa tukea eikä ollut tasapuolisesti vakioitu kaikille koehenkilöille samanlainen. Polvenkoukistuksen tulosten osalta samoin joko tehtävän ohjeistus tai testitilanne aiheutti sen, että oikean jalan sijasta koehenkilö saattoi ponnistaa toivotun tuloksen vasemmalla jalalla, eikä näitä tuloksia voitu analysoida.

Johtopäätökset. Testitilanne oli ainutkertainen, sitä ei toistettu. Vaikka häiriöjaksoja oli viisi, ei tuloksissa näkynyt oppimista tai mukautumista häiriöihin. Koehenkilöt eivät tienneet etukäteen dynaamisen tasapainon testausvaiheessa, että jokainen viidestä häiriöjaksosta oli samanlainen. Jos tasapainokontrollin testi olisi uusittu tietyn aikajakson jälkeen, olisiko siinä tapahtunut oppimista aikaisempaan ja olisiko tulos ollut erilainen samalla koehenkilöjoukolla. Sama pätee voimien tuloksiin, olisivatko ne olleet toistomittauksessa erilaiset oppimiseen perustuen. Kiihtyvyys oli yksi mittausten parametri, siihen ei tässä työssä erikseen keskitytty. Antropometriikan yhteyttä tasapainoon ei tutkittu. Kun aineistoa oli runsaasti, rajausta tehtiin voimien ja oikean jalan lihasmassan sekä häiriöiden vertailuun.

Koehenkilöt olivat nuoria ja tasapainotesti kesti n 30 minuuttia, yhden jakson ollessa 5 minuuttia. Voimalevy, jonka päällä koehenkilöt seisoivat häiriöiden liikkeen aikana, sijaitsi 39,2 cm: n korkeudella lattiapinnasta. Vaikka koehenkilöillä oli turvavaljaat, herää kysymys, voisiko samaa testiprotokollaa käyttää ikääntyneille tai erilaisista sairauksista kärsiville tasapainon mittaamisessa. Ikääntyneillä heikentynyt lihaskunto aiheuttaa kaatumisen pelkoa (Freitas ym. 2009). Testin pituus voi myös aiheuttaa ongelmia väsymisen muodossa. Jos koehenkilö ei jaksaa säilyttää tasapainoaan, kannattaa pohtia, antaako testi oikeata kuvaa koehenkilön tasapainon tilanteesta. Tässä tutkimuksessa lihaksen voimantuotolla oli yhteyttä tasapainoon siten, että kehon huojuessa taaksepäin molemmissa ryhmissä löytyi yhteyksiä lihasten voimantuottoon. Kehon huojuessa eteenpäin naisilla löytyi yhteyksiä oikean jalan massan ja tasapainohäiriön välillä mutta miehillä vain oikean jalan nilkanojennuksen ja tasapainohäiriön välillä. Eli sukupuolten välillä oli eroja tasapainon kontrolloinnissa.

Tässä tutkimuksessa miehet korjasivat tasapainoaan askeleella naisia vähemmän, toisaalta miesten tasapainohäiriön mitta oli naisia pidempi neljässä viidestä häiriön nopeudesta. Lihasten voimantuotolla oli yhteyttä tasapainon säilyttämiseen siten, että naisilla tasapaino tässä tutkimuksessa oli miehiä heikompi.

9 LÄHTEET

- Adlerton, A-K., Moritz, U. & Moe-Nilssen, R. 2003. Forceplate and accelerometer measures for evaluating the effect of muscle fatigue on postural control during one-legged stance. *Phys Res Int* 8, 187-199.
- Alonso, A.C., Luna, N.M.S., Mochizuki, L., Barbieri, F., Santos, S. & D' Andréia Greve, J.M. 2012. The influence of anthropometric factors on postural balance: the relationship between body composition and posturographic measurements on young adults. *Clinics* 67, 1433-1441.
- Amacker, A., Meng, J., Jordan, K., Mathieu, N., Sattelmayer, M., Spring, H. & Hilfiker, R. 2015. Responsiveness of the Star Excursion Balance Test on Firm and Unstable Underground. *Schwei Zeit Sportmed Sporttrau* 63, 24-28.
- Assländer, L. & Peterka, R.J. 2014. Sensory reweighting dynamics in human postural control. *J Neurophys* 111, 1852–1864.
- Bair, W-N., Kiemel, T., Jeka, J.J. & Clark, J.E. 2007. Development of multisensory reweighting for posture control in children. *Exp Brain Res* 183, 435-446.
- Blackburn, T., Guskiewicz, K.M., Petschauer, M.A. & Prentice, W.E. 2000. Balance and Joint Stability: The Relative Contributions of Proprioception and Muscular Strength. *J Sport Rehabil* 9, 315-328.
- Bukhtiyarov, I.V., Chistov, S.D., Ponomarenko, K.V. & Rybachenko, T.A. 2014. Interocular Nystagmus Asymmetry and Motion Sickness. *Hum Phys* 40, 718–722.
- Bukowska, D. 2007. Vestibular nuclear complex as a centre of sensorimotor integration. *Stud Phys Cult Tour* 14, 9-18.
- Carriot, J., Jamali, M., Chacron, M.J. & Cullen, K.E. 2014. Statistics of the Vestibular Input Experienced during Natural Self-Motion: Implications for Neural Processing. *Jou Neurosci* 34, 8347– 8357.
- Casey, E., Hameed, F. & and Dhaher, Y.Y. 2014. The Muscle Stretch Reflex throughout the Menstrual Cycle. *Med Sci Sports Exerc* 46, 600-609.

- Causey, L., Cowin, S.C. & Weinbaum, S. 2012. Quantitative model for predicting lymph formation and muscle compressibility in skeletal muscle during contraction and stretch. *Proc Natl Acad Sci USA* 109, 9185-9190.
- Chiang, J-H., Wu, G. 1996. The influence of foam surfaces on biomechanical variables contributing to postural control. *Gait Post* 5, 239-245.
- Chiba, R. Takakusaki, K., Ota, J. Yozu, A. & Haga, N. 2016. Human upright posture control models based on multisensory inputs; in fast and slow dynamics. *Neu Res* 104, 96–104.
- Christovao, T.C.L., Neto, H.P., Grecco, L.A.C., Ferreira, L.A.B., Franco de Moura, R.C., de Souza, M.E., de Oliveira L.V. F. & Oliveira, C.S. 2013. Effect of Different Insoles on Postural Balance: A Systematic Review. *Phys Ther Sci* 25, 1353-1356.
- Ciesielska, J., Lisiński, P., Badosz, A., Huber, J., Kulczyk, A. & Lipiec, J. 2015. Hip strategy alterations in patients with history of low disc herniation and non-specific low back pain measured by surface electromyography and balance platform. *Acta Bioeng Biomech* 17, 103-108.
- Cronin, G.W. & Steenerson, R.L. 2011. Disequilibrium of Aging: Response to a 3-Month Program of Vestibular Therapy. *Phys Occup Ther Geriatr* 29, 148–155.
- Davies, H.E. & Edgley, S.A. 1994. Inputs to group II-activated midlumbar interneurons from descending motor pathways in the cat. *J Physiol* 479, 463-473.
- Dallinga, J.M., van der Does, H.T.D. & Benjaminse, A. 2016. Dynamic postural stability differences between male and female players with and without ankle sprain. *Phys Ther Sp* 17, 69-75.
- Di Giulio, I., Maganaris C., Baltzopoulos, V. & Loram, I.D. 2009. The proprioceptive and agonist roles of gastrocnemius, soleus and tibialis anterior muscles in maintaining human upright posture. *J Physiol* 587, 2399-2416.
- Duchateau, J. & Baudry, S. 2014. The neural control of coactivation during fatiguing contractions revisited. *Jour of Electr and Kin* 24, 780-788.
- Duncan, P.W., Studenski, S., Chandler, J., Bloomfield, R. & LaPointe, L.K. 1990. Electromyographic Analysis of Postural Adjustments in Two Methods of Balance Testing. *Phys Ther* 70, 88-96.

- Earles, D.R., Dierking, J.T., Robertson, C.T. & Koceja, D.M. 2002. Pre- and post-synaptic control of motoneuron excitability in athletes. *Med Sci Sports Exerc* 34, 1766–1772.
- Elenkov, I.J., Wilder, R.L., Chrousos, G.P. & Vizi, E.S. 2000. The sympathetic nerve- An Integrative Interface between Two Supersystems: The Brain and the Immune System. *Pharmalo Rew* 52, 595-638.
- Emery, C.A., Cassidy J.D., Klassen T.P., Rosychuk R.J., Rowe B.H. 2005. Effectiveness of a home-based balance-training program in reducing sports-related injuries among healthy adolescents: a cluster randomized controlled trial. *CMAJ* 172, 749-754.
- Enoka, R.M. 2008. *Neuromechanics of human movement*. 4th edition. Sheridan Books, United States of America.
- Ericksen, H. & Gribble, P.A. 2012. Sex Differences, Hormone Fluctuations, Ankle Stability, and Dynamic Postural Control. *Jour of Athl Train* 47, 143-148.
- Feng, Y., Schlossberg, F.J. & Sumpio, B.E. 2009. The Semmes Weinstein monofilament examination as a screening tool for diabetic peripheral neuropathy. *J Vasc Surg* 50, 675-682.
- Fitzpatrik, R., Rogers, D.K. & McCloskey D.I. 1994. Stable human standing with lower-limb muscle afferents providing the only sensory input. *J Phys* 480, 395-403.
- Forbes, P.A., Siegmund, G.P., Schouten, A.C. & Blouin, J-S. 2015. Task, muscle and frequency dependent vestibular control of posture. *Front Integr Neurosci* 8, 1-12.
- Forssberg, H. & Nashner, L.M. 1982. Ontogenetic development of postural control in man: Adaptation to altered support and visual conditions during stance. *J Neurisc* 2, 545-552.
- Freitas, P.B., Knight, C.A. & Barela, J.A. 2010, Postural reactions following forward platform perturbation in young, middle-age, and old adults. *Jou Electr Kin* 20, 693-700.
- Fujimoto, M., Hsu, W-L., Woollacott, M. & Chou, L-S. 2013. Ankle dorsiflexor strength relates to the ability to restore balance during a backward support surface translation. *Gait Post* 4, 812-817.

- Fuller, P.M., Sherman, D., Pedersen, N.P., Saper, C.B. & Lu, J. 2011. Reassessment of the structural basis of the ascending arousal system. *J Comp Neur* 519, 933-956.
- Gatev, P., Sherry Thomas, S., Kepple, T. & Hallett, M. 1999. Feedforward ankle strategy of balance during quiet stance in adults. *Journ of Phys* 514, 915-928.
- Gautel, M. & Djinočić-Carugo, K. 2016. The sarcomeric cytoskeleton: from molecules to motion. *The Jour Exp Bio* 219, 135-145.
- Germano, A.M., Schmidt, D. & Milani, T.L. 2016. Effects of hypothermically reduced plantar skin inputs on anticipatory and compensatory balance responses. *BMC Neurosci* 17, 1-14.
- Gil, A.W.O., Oliveira, M.R., Coelho, V.A., Carvalho, C.E., Teixeira, D.C. & Silva Jr, R.A. 2011. Relationship between force platform and two functional tests for measuring balance in the elderly. *Rev Bras Fisioter* 15, 429-435.
- Gribble, P. 2003. The Star Excursion Balance Test as a Measurement Tool. *Athl Ther Tool* 8, 46-47.
- Gribble, P.A. & Hertel, J. 2003. Considerations for Normalizing Measures of the Star Excursion Balance Test. *Meas in Phys Edu and Exer Sci* 7, 89-100.
- Gribble, P.A, Hertel J. & Plisky, P. 2012. Using the Star Excursion Balance Test to Assess Dynamic Postural-Control Deficits and Outcomes in Lower Extreme Injury: A Litterature and Systematic Rewiew. *J Athl Trai* 3, 339-357.
- Grillner, S., Hongo, T. & Lund, S. 1969. The Vestibulospinal tract. Effects on Alpha-motoneurones on the Lumbosacral Spinal Cord in the Cat. *Exp Brain Res* 10, 94-120.
- Grossman, G.E., Leigh, R.J., Abel, L.A., Lanska, D.J. & Thurston, S.E. 1988. Frequency and velocity of rotational head perturbations during locomotion. *Exp Brain Res* 70, 470-476.
- Haizlip, K.M., Harrison, B.C., Leinwand, L.A. 2015. Sex-Based Differences in Skeletal Muscle Kinetics and Fiber-Type Composition. *Phys* 20, 30-39.
- Hatta, A., Nishihira, Y. & Ogawa-Akiyama, S. 2014. Central Sensorimotor Processing Preceding Voluntary Movement. *Adv Exerc Sports Physiol* 20, 29-33.
- Henneman, E., Somjen, G. & Carpenter, D.O. 1965. Functional Significance of Cell Size in Spinal Motoneurons. *J Neurophysiol* 28, 560-580.

- Hertel, J., Miller, S.J. & Denegar, C.R. 2000. Intratester and Intertester Reliability During the Star Excursion Balance Tests. *J Sport Rehabil* 9, 104-116.
- Herzog, W. 2014. The role of titin in eccentric muscle contraction. *The Jour Exp Bio* 217, 2825-2833.
- Hingstein, S.M. & Holstein, G. R. 2012. The Anatomical and Physiological Framework for Vestibular Prostheses. *Anat Rec* 295, 2000-2009.
- Holsteke, G. 1990. Descending motor pathways and the spinal motor system. Limbic and non-limbic components. *Prog Brain Res* 87, 307-421.
- Horak, F. B. 2006. Postural orientation and equilibrium: what do we need to know about neural control of balance to prevent falls? *Age Ag* 35, ii7–ii11.
- Horak, F.B. & Nashner, L.M. 1986. Central Programming of postural movements: Adaptation to altered support-surface configurations. *J Neurophys* 55, 1369-1381.
- Horak, F.B., Henry, S.M. & Shumway-Cook A. 1997. Postural perturbations: New Insights for Treatment of Balance Disorders. *Phys Ther* 77, 517-533.
- Huxley, H.E. 1985. The crossbridge mechanism of muscular contraction and its implications. *J Exp Biol* 115,17-30.
- Hwang, S., Tae, K., Sohn, R., Kim, J., Son, J., & Kim, Y. 2009. *Ann Biomed Eng* 37, 1629-1637.
- Hyong, I.H. & Kim, J.H. 2014. Test of Intrarater and Interrater Reliability for the Star Excursion Balance Test. *J Phys Ther Sci* 26, 1139-1141.
- Hyong, I.H. & Kang, J.H. 2016. Comparison of dynamic balance ability in healthy university students according to foot shape. *J Phys Ther Sci* 28, 661-664.
- Ijkema-Paassen, J. & Gramsbergen, A. 2005. Development of Postural Muscles and Their Innervation. *Neur Plast* 12, 141-151.
- Inglis, T.J., Horak, F.B., Shupert, C.L. & Jones-Rycewicz, C. 1994. The importance of somatosensory information in triggering and scaling automatic postural responses in humans. *Exp Brain Res* 101, 159-164.
- Jacobs, J.V. & Horak F.B. 2007. Cortical control of postural responses *J Neural Trans* 114, 1339–1348.
- Jančová, J. 2008. Measuring the balance control system--review. *A Med* 51, 129-137.

- Jeon, S-N. & Cho, J-H. 2015. The effects of ankle joint strategy exercises with and without visual feedback on the dynamic balance of stroke patients. *J Phys Ther Sci* 27, 2515–2518.
- Johnson, S.T., Kipp, K., Hoffman, M.A. 2012. Spinal motor control differences between the sexes. *E J App Phys* 112, 3859–3864.
- Kars, H.J.J. (Cojanne), Hijmans, J.M., Geertzen, J.H.B. & Zijlstra, W. 2009. The Effect of Reduced Somatosensation on Standing Balance: A Systematic Review. *J Diabetes Sc Techno* 3, 931-943.
- Kaucká, M. & Adameyko, I. 2014. Non-canonical functions of the peripheral nerve. *Exp Cell Res* 321, 17-24.
- Kellis, E. 1998. Quantification of Quadriceps and Hamstring Antagonist Activity. *Sports Med* 25,037-62.
- Kennedy, P.M., Cresswell, A.G., Chua, R. & Inglis, T. 2004. Vestibulospinal influences on lower limb motoneurons. *Can J Phys Pharmacol* 82, 675-681.
- Kenney, M.J. & Ganta, C.K. 2014. Autonomic Nervous System and Immune System Interactions. *Comp Physio* 4, 1177–1200.
- King, S. 2008. [www.live-without-pain.com] Live Without Pain. Naturality Press. UK. 20.10.2016.
- Lephart, S.M., Pincivero, D.M. & Rozzi, S.L. 1998. Proprioception of the Ankle and Knee. *Sports Med*, 25, 149-155.
- Lephart, S.M. & Henry, T.J. 1996. The physiological basis for open and closed kinetic chain rehabilitation for the upper extremity. *J Sport Rehab* 1, 71-87.
- Liddell, E.G.T. & Sherrington, C. 1924. Reflexes in Response to Stretch (Myotatic Reflexes). *Royal Soc Pa Bio Char* 96, 212-242.
- Lindle, R.S., Metter, J., Lynch, A., Fleg, J.L., Fozard, L., Tobin, J., Roy, T.A. & Hurley, B.F. 1997. Age and gender comparisons of muscle strength in 654 female and men aged 20–93 yr. *J. Appl. Physiol.* 83, 1581–1587.
- Liu, K., Wang, H., Xiao, J. & Taha, Z. 2015. Analysis of Human Standing Balance by Largest Lyapunov Exponent. *Compu Intelli Neurosci* 2015, 1-10.

- Lowrey, C.R., Strzalkowski, N.D.J. & Bent, L.R. 2013. Cooling reduces the cutaneous afferent firing response to vibratory stimuli in glabrous skin of the human foot sole. *Jou Neurophys* 109, 839-850.
- Ly, K., Huang, H., Lu, Y., Qin, C. Li, Z. & Feng, J. Q. 2010. Circling behavior developed in *Dmp1* null mice is due to bone defects in the vestibular apparatus. *Int. J Biol Sci* 6, 537-545.
- MacIntosh, B.R., Gardiner, P.F. & McComas, A.J. 2006. *Skeletal Muscle. Form and Function*. Second Edition. Human Kinetics. United States of America.
- Maki, B.E. & McIlroy, W.E. 1997. The Role of Limb Movements in Maintaining Upright Stance: The "Change-in-Support" Strategy. *Phys Ther* 77, 488-507.
- Malling, A.S.B. & Jensen, B.R. 2016. Motor intensive anti-gravity training improves performance in dynamic balance related tasks in persons with Parkinson's disease. *Gait & Posture* 43, 141-147.
- Marcolin, G., Grainer, A., Reggiani, C., Bisiacchi, P., Cona, G., Petrone, N. & Paolli, A. 2016. Static and Dynamic Postural Changes after a Mountain Ultra-Marathon of 80 km and 5500 D+. *PLoS ONE* 11, 1-10.
- Marigold, D.S., Eng, J.J., Tokuno, C.G. & Donnelly, C.A. 2004. Contribution of Muscle Strength and Integration of Afferent Input to Postural Instability in Persons with Stroke. *Neurorehab Neur Re* 18, 222-229.
- Masakado, Y. 1994. Motor Unit Firing Behavior in Man. *Keio J Med* 43, 137-142.
- Masani, K., Popovic, M.R., Nakazawa, K., Kouzaki, M. & Nozaki, D. 2003. Importance of Body Sway Velocity Information in Controlling Ankle Extensor Activities During quiet Stance. *J Neurophys* 90, 3774-3782.
- Mazelet, L., Parker, M.O., Li, M., Arner, A. & Ashworth, R. 2016. Role of Active Contraction and Tropomodulins in Regulating Actin Filament Length and Sarcomere Structure in Developing Zebrafish Skeletal Muscle. *Front Phys* 7, 1-13.
- McArdle, W.D., Katch, F.I. & Katch, V.L. 2015. *Exercise Physiology. Nutrition, Energy, and human Performance*. Eighth edition. Lippincott Williams & Wilkins. Philadelphia, U.S.A.

- McKeon, P.O., Ingersoll, C.D., Kerrigan, D.C., Saliba, E., Bennett, B.C. & Hertel, J. 2008. Balance Training Improves Function and Postural Control in Those with Chronic Ankle Instability. *Med Sci Sports Exerc* 40, 1810-1819.
- Melo, P.S., Ferreira, T.P., Santos-Pontelli, T.E.G., Carneiro, J.A.O. & Colafêmima, J.F. 2009. Comparing static sitting postural sway of healthy young and older adults. *rev Bras Fisioter* 6, 549-554.
- Menayo, R., Encanación, A., Gea, G.M. & Marcos, P.J. 2014. Sample Entropy-based Analysis of Differential and Traditional Training Effects on Dynamic Balance in Healthy People. *J Mot Behav* 46, 73-82.
- Mettler, A., Chinn, L., Saliba, S.A., McKeon, P.O. & Hertel, J. 2015. Balance Training and Center-of-Pressure Location in Participants With Chronic Ankle Instability. *Jou Athl Train* 50, 343-349.
- Miles, T.S. 1994. The control of human motor units. *Clin Exp Phys* 21, 511-520.
- Moore, J.C. 1984. The Golgi Tendon Organ: A Review and Update. *The Amer Jou Occ The* 38, 227-236.
- Mouchnino, L. & Blouin, J. 2008. When Standing on a Moving Support, Cutaneous Inputs Provide Sufficient Information to Plan the Anticipatory Postural Adjustments for Gait Initiation. *J Neurophysiol* 8, 1354-1365.
- Myklebust, B.M. 1990. A Review of Myotatic Reflexes and the Development of Motor Control and Gait in Infants and Children: A Special Communication. *Phys Ther* 70, 188-203.
- Nardone, A. & Schieppati, M. 1988. Shift of activity from slow to fast muscle during voluntary lengthening contractions of the triceps surae muscles in humans. *J Physiol* 395, 363-381.
- Negro, S., Bergamin, E., Rodella, U., Duregotti, E., Scorzeto, M., Jalink, K., Moncucco, C. & Riconi, M. 2016. ATP Released by Injured Neurons Activates Schwann cells. *Front Cell Neurosci* 10, 1-8.
- Oliveira, C., Torres de Medeiros, I.R., Frota, N.A. F., Greeters, M.E. & Conforto, A.B. 2008. Balance control in hemiparetic stroke patients: Main tools for evaluation. *JRRD* 45, 1215-1226.

- Orr, R., Vos, N.J., Singh, N.A., Ross, D.A., Stavrinou, T.M. & Fiatone-Singh, M.A. 2006. Power Training Improves Balance in Healthy Older Adults. *J Gerontol A Biol Sci Med Sci* 61, 78-85.
- Ouanounou, G., Baux, G. & Bal, T. 2016. A novel synaptic plasticity rule explains homeostasis of neuromuscular transmission. *eLife* 5, 1-20.
- Periyasamy, R., Mishra, A., Anand, S. & Ammini, A.C. 2011. Preliminary investigation of foot pressure distribution variation in men and female adults while standing. *Foot* 21, 142-148.
- Peterka, R.J. 2002. Sensorimotor Integration in Human Postural Control. *Jour Neurophys* 88, 1097-1118.
- Piirtola, M. & Era, P. 2006. Force Platform Measurements as Predictors of Falls among Older People- A Review. *Ger* 52, 1-16.
- Prieto, T.E., Myklebust, J.B., Hoffmann, R.G., Lovett, E.G. & Myklebust, B.M. 1996. Measures of Postural Steadiness: Differences Between Healthy Young and Elderly Adults. *Trans Bio Eng* 43, 956-966.
- Pollock, C.L., Ivanova, T.D., Hunt, M.A. & Garland, S.J. 2014. Motor unit recruitment and firing rate in medial gastrocnemius muscles during external perturbations in standing in humans. *J Neurophysiol* 112, 1678–1684.
- Prochazka, A. 2015. Sensory control of normal movement and of movement aided by neural prostheses. *Jour Ana* 277, 167-177.
- Przekoracka-Krawczyk, A., Nawrot, P., Czajńska, M. & Michalak, K.P. 2013.
- Qiu, F., Cole, M.H., Davids, K.W., Hennig, E.M., Solburn, P.A., Netscher, H. & Kerr, G.K. 2012. Enhanced somatosensory information decreases postural sway in older people. *Gait Post* 35, 630-635.
- Regus-Leidig, H. & Brandstätter, J. H. 2012. Structure and function of a complex sensory synapse. *Acta Physiol* 204, 479–486.
- Renshaw, B. 1941. Influence of discharge of motoneurons upon excitation of neighbouring motoneurons. *J Neurophysiol* 4, 167-183.
- Riemann, B.L. & Lephart, S.M. 2002. The Sensorimotor System, Part I: Physiologic Basis of Functional Joint Stability. *J Athl Trai* 37, 71-79.

- Riemann, B.L. & Lephart, S.M. 2002. The Sensorimotor System, Part II: The Role of Proprioception in motor Control and Functional Joint stability. *J Athl Trai* 37, 80-84.
- Samsó, M. 2015. 3D structure of the dihydropyridine receptor of skeletal muscle. *Eur J Transl Myol* 25, 27-33.
- Santos, M.J., Kanekar, N. & Aruin, A.S. 2010. The role of anticipatory postural adjustments in compensatory control of posture: 1. Electromyographic analysis. *Jou E Kin* 20, 388-397.
- Schlenstedt C., Brombacher S., Hartwigsen, G., Weisser, B., Möller, B. & Deuschl, G. 2015. Comparing the Fullerton Advanced Balance Scale With the Mini-BESTest and Berg Balance Scale to Assess Postural Control in Patients With Parkinson Disease. *Arch Phys Med Rehabil* 96, 128-25.
- Schutt, C.E. & Lindberg, U. 1998. Muscle contraction as a Markov process I: Energetics of the process. *Acta Phys Scand* 163, 307-323.
- Shumway-Cook, A. & Horak, F.B. 1986. Assessing the Influence of Sensory Interaction on Balance. *Phys Ther* 66, 1548-1550.
- Shumway-Cook, A. & Woollacott, M.H. 2017. *Motor Control. Translating research into clinical practise. Fifth edition. Wolters Kluwer.*
- Silver, R.L., De La Garza, J. & Rang, M. 1985. The myth of muscle Balance. A study of relative strengths and excursions of normal muscles about the foot and ankle. *Jou Bo Jo Sur* 67, 432-437.
- Silverthorn, D.U. 2007. *Human Physiology. An Integrated Approach. Fourth edition. Pearson Education, Inc., publishing as Benjamin Cummings, San Francisco, CA.*
- Sreenivasa, M., Ayusawa, K. & Nakamura, Y. 2016. Modeling and Identification of a Realistic Spiking Neural Network and Musculoskeletal Model of the Human Arm, and an Application to the Stretch Reflex. *IEEE Transact on Neu Syst And Reha Engi* 24, 591-602.
- Staron, R.S., Hagerman, F.C., Hikida, R.S., Murray, T.F., Hostler, D.P., Crill, M.T., Ragg, K.E. & Toma, K. 2000. Fiber Type Composition of the Vastus Lateralis Muscle of Young Men and Female. *J Histochem Cytochem.* 48, 623-629.

- Stodolka, J., Golema, M. & Migasiewicz, J. 2016. Balance maintenance in the upright body position: analysis of autocorrelation. *Jou Hum Kin* 50, 45-52.
- Qiu, F., Cole, M.H., Davids, K.W., Hennig, E.M., Silburn, P.A., Netscher, H. & Kerr, G.K. 2012. Enhanced somatosensory information decreases postural sway in older people. *Gait Post* 35, 630–635.
- Takada, H. 2013. Stability of Systems to Control Upright Postures in Stabilometry. *J Sports Med Doping Stud* 4, 1-3.
- Taube, W. 2012. Neurophysiological Adaptations in Response to Balance Training. *Dtsch Z Sportmed* 63, 273-277.
- Taube, W., Gruber, M. & Gollhofer, A. 2008. Spinal and supraspinal adaptations associated with balance training and their functional relevance. *Act Phys Acta Physiol* 193, 101–116.
- Tian, L., Prabhakaran, M.P. & Ramakrishna, S. 2015. Strategies for regeneration of components of nervous system: scaffolds, cells and biomolecules. *Regen Bio* 2, 31-45.
- Ting, L.H. 2007. Dimensional reduction in sensorimotor systems: A framework for understanding muscle coordination of posture. *Prog Brain Res* 165, 299-321.
- Torres, S.F., Reis, J.G. & Abreu, D.C.C. 2014. Influence of gender and physical exercise on balance of healthy young adults. *Fisioter Mov* 27, 399-406.
- Tyson, S.F. & Connell, L.A. 2009. How to measure balance in clinical practice. A systematic review of the psychometrics and clinical utility of measures of balance activity for neurological conditions. *Clin Rehab* 23, 824-840.
- Vilmont, V., Cadot, B., Ouanounou, G. & Gomes, E.R. 2016. A system for studying mechanisms of neuromuscular junction development and maintenance. *Devel* 143, 2464-2477.
- Wade, M.G. & Jones, G. 1997. The Role of Vision and Spatial Orientation in the Maintenance of Posture. *Phys Ther* 77, 619-628.
- Wasaka, T. 2016. Somatosensory System and Voluntary Movement. *Adv Exerc Sports Physiol* 22, 1-5.

- Welle, S., Tawil, R. & Thornton, C.A. 2008. Sex-Related Differences in Gene Expression in Human Skeletal Muscle. *PLoS ONE* 3, 1-7.
- Winter, D.A., Patla, A.E., Prince F., Ishac, M. & Gage, W.H. 2003. Motor mechanisms of balance during quiet standing. *Jou El Kin* 13, 49-56.
- Winter, D.A., Patla, A.E., Prince F., Ishac, M. & Gielo-Perczak, K. 1998. Stiffness Control of Balance in Quiet Standing. *Jou Neurophysiol* 80, 1211–1221.
- Woollacott, M.H. & Shumway-Cook, A. 2002. Attention and the control of posture and gait: a review of an emerging area of research. *Gait and Posture* 16, 1-14.
- Woollacott, M.H. & Tang, P.-F. 1997. Balance Control During Walking in the Older Adult: Research and its Implications. *Phys Ther* 77, 646-660.
- Writer, H.S. & Arora, R.D. 2012. Vestibular Rehabilitation: An Overview. *Otorhin Cli: Int Jou* 1, 54-69.
- Wyke, B. 1967. The neurology of joints. *Ann R Coll Surg Engl.* 41, 25–50.
- Zhang, S. & Li, L. 2013. The differential effects of foot sole sensory on plantar pressure distribution between balance and gait. *Gait & Posture* 37, 532–535.
- Zemková, E. & Hamar, D. 2013. Physiological Mechanisms of Post-Exercise Balance Impairment. *Sports Med* 44: 437-448.
- Yamaguchi, T., Higuchi, H., Onodera, H., Hokkirigawa, K. & Masani, K. 2016. Misalignment of the Desired and Measured Center of Pressure Describes Falls Caused by Slip during Turning. *Plos One* 11, 1-16.
- Yang, F. & Yi-Chung, P. 2007. Correction of the inertial effect resulting from a plate moving under low friction conditions. *J Biomech* 40, 2723-2730.