



Seniorers muskelaktivitet under statiskt och dynamiskt balanstest mätt med smartshorts

Fanny Ekholm

Anette Forsström

Examensarbete

Fysioterapi

2017

EXAMENSARBETE	
Arcada	
Utbildningsprogram:	Fysioterapi
Identifikationsnummer:	5986, 5987
Författare:	Fanny Ekholm, Anette Forsström
Arbetets namn:	Seniorers muskelaktivitet under statiskt och dynamiskt balanstest mätt med smartshorts
Handledare (Arcada):	Joachim Ring
Uppdragsgivare:	Yrkeshögskolan Arcada
<p>Sammandrag:</p> <p>Time Up and Go-testet (TUG) är ett funktionellt dynamiskt balanstest som ofta används för att bedöma seniorers funktionsförmåga. Short Physical Performance Battery (SPPB) är ett annat funktionellt test som innehåller tre olika delar. I undersökningen använder vi TUG-testet och den första delen SPPB, ett balanstest som består av tre delmoment; fötterna ihop, halvtandem- och tandemstående (TS). Testet utfördes på HURLabs balansplatta. Examensarbetet är en del av en större helhet som pågår i Yrkeshögskolan Arcada, var tester med smartshorts utförs. Smartshorts har insydda ytelektroder som mäter fram- och baklårens muskelaktivitet (MA). De är ett tilläggsverktyg som används mera i idrottsvärlden, men potentiella användningsområden skulle möjligtvis finnas inom diverse områden av fysioterapi. Vårt examensarbete mäter MA under ett statiskt och dynamiskt balanstest. I undersökningen deltog 29 aktiva seniorer (14 män, 15 kvinnor) från Arbetarinstitutet i Helsingfors. Vi undersöker ifall det finns ett samband mellan asymmetrin i lårmuskulaturens MA och TUG-testets prestationstid. Vi undersöker också om det finns en korrelation med den totala MA och TS samt MA och stödytan under TS. En tillägsfråga för seniorerna var hur lätt de ansåg att smartshortsen var att klä på sig. De svarade på en skala 1-5 (1=väldigt svårt och 5=väldigt lätt). Aktiva seniorer har asymmetri i MA mellan höger och vänster lårmuskulatur. Asymmetrin har statistiskt sett ingen signifikant påverkan på TUG-testets prestationstid. Korrelationen mellan totala MA och TS var måttlig, Pearson $r=0,447$ ($p=0,015$), och korrelationen mellan totala MA och stödytan under TS var svag, Pearson $r=0,333$ ($p=0,077$). Trots den måttliga korrelationen är resultatet statistiskt sett insignifikant. Medeltalet på hur lätt seniorerna ansåg att smartshortsen var att klä på sig var 4,17. Flera undersökningar bör utföras för att möjligen hitta faktorer som påverkar seniorers statiska och dynamiska balansförmåga.</p>	
Nyckelord:	TUG, tandem, EMG, smartshorts, senior, balans, muskelaktivitet
Sidantal:	36
Språk:	Svenska
Datum för godkännande:	

DEGREE THESIS	
Arcada	
Degree Programme:	Physiotherapy
Identification number:	5986, 5987
Author:	Fanny Ekholm, Anette Forsström
Title:	Seniors' muscle activity during a static and a dynamic balance test measured with smartshorts
Supervisor (Arcada):	Joachim Ring
Commissioned by:	Arcada UAS
<p>Abstract:</p> <p>The Time Up and Go-test (TUG) is a functional dynamic balance test which is often used to measure seniors' functional ability. The Short Physical Performance Battery (SPPB) is another commonly used functional test battery, consisting of three parts. We have used the TUG-test and the first part of SPPB in our thesis, a balance test which consists of three phases; standing with your feet together, half tandem stance and tandem stance (TS). The test was performed on HURLabs balance platform. Our thesis is part of a bigger study which takes place in Arcada University of Applied Sciences investigating how useful smartshorts are in different sectors of physiotherapy other than for athletes. Smartshorts have embedded surface electrodes which measure quadriceps and hamstrings muscle activity (MA). In our thesis, we have measured MA during a static and a dynamic balance test. 29 active seniors (14 men, 15 women) from Helsinki Workers Institute participated in our study. We investigated if there was a connection between asymmetry in total MA in thigh muscles and the TUG-test performance time. In addition, we investigated if there was a correlation between the total MA and TS as well as between the total MA and the support surface during TS. A question was directed to the seniors if they considered the smartshorts to be easy to put on. They could answer on a scale from 1-5, where 1=very difficult to put on and 5=very easy. Active seniors have asymmetry in MA between the right and the left thigh muscles, although the asymmetry is not statistically significant for the TUG-test time results. The correlation between total MA and TS was moderate Pearson $r=0,447$ ($p=0,015$) and the correlation between total MA and the support surface during TS was low Pearson $r=0,333$ ($p=0,077$). Despite the moderate correlation, the result is statistically insignificant. The mean concerning how easy it was to put on the smartshorts was 4,17. More studies are needed to be able to find factors that affect seniors' static and dynamic balance ability.</p>	
Keywords:	TUG, tandem stance, EMG, senior, balance, muscle activation
Number of pages:	36
Language:	Swedish
Date of acceptance:	

OPINNÄYTE	
Arcada	
Koulutusohjelma:	Fysioterapia
Tunnistenumero:	5986, 5987
Tekijä:	Fanny Ekholm, Anette Forsström
Työn nimi:	Senioreiden lihasaktiivisuus älyhousuilla mitatun staattisen ja dynaamisen tasapainotestin aikana
Työn ohjaaja (Arcada):	Joachim Ring
Toimeksiantaja:	Ammattikorkeakoulu Arcada
<p>Tiivistelmä:</p> <p>Timed Up and Go- testi on toiminnallinen ja dynaaminen tasapainotesti, jota usein käytetään ikääntyneiden toimintakyvyn arvioimiseen. Short Physical Performance Battery (SPPB) on toinen toimintakykyä arvioiva kolmiosainen testikokonaisuus. Käytämme työssämme tämän testikokonaisuuden ensimmäistä osaa, tasapainotestiä, joka on kolmi-vaiheinen; jalat rinnakkain, puolitandem ja tandem. Testi suoritettiin HURLabs tasapaino- laudalla. Opinnäytetyö on osa suurempaa älyhousuihin kohdistuvaa tutkimuskokonai- suutta, jota toteutetaan Arcadan ammattikorkeakoulussa. Älyhousuissa on sisäänrakenne- tut elektrodit, jotka mittaavat lihasaktiivisuutta etu- ja takareisissä. Älyhousuja on käytetty enemmän ammattiurheilun parissa, mutta kysyntää voisi olla myös muilla fysioterapian osa-alueilla. Opinnäytetyössämme mitattiin lihasaktiivisuutta staattisen ja dynaamisen ta- sapainotestin aikana. Testiin osallistui 29 aktiivista senioria (14 miestä, 15 naista) Helsin- gin ruotsinkielisestä työväenopistosta. Tutkimme yhteyttä reisilihasten lihasaktiivisuuden puolieron ja TUG-testin suoritusajan välillä. Tutkimme myös, löytyykö korrelaatiota to- taalin lihasaktiivisuuden ja tandemseisannon välillä sekä totaalisen lihasaktiivisuuden ja tan- demseisannon pinta-alan välillä. Lisäksi kysyimme senioreilta kuinka helpoksi he arvioi- vat älyhousujen pukemisen asteikolla 1-5 (1=todella vaikeaa ja 5=todella helppoa). Aktii- visilla senioreilla on havaittavissa eroja lihasaktiivisuudessa oikean ja vasemman alaraa- jan reisilihasten välillä, mutta tuloksilla ei ole tilastollisesti katsottuna merkitystä TUG- testin suoritusajasta. Totaalin lihasaktiivisuuden ja tandemseisannon korrelaatio oli kes- kimääräinen, Pearson $r=0,447$ ($p=0,015$), ja totaalisen lihasaktiivisuuden ja pinta-alan kor- relaatio heikko, Pearson $r=0,333$ ($p=0,077$). Keskimääräisestä korrelaatiosta huolimatta tulokset ovat tilastollisesti katsottuna merkityksettömät. Keskiarvo kysymykseen kuinka helpoksi seniorit arvioivat älyhousujen pukemisen oli 4,17. Ikääntyneiden dynaamiseen ja staattiseen tasapainoon vaikuttavien tekijöiden löytämiseksi tarvitaan lisää tutkimustyötä.</p>	
Avainsanat:	TUG, tandemseisonta, EMG, seniori, tasapaino, lihasaktii- visuus
Sivumäärä:	36
Kieli:	Ruotsi
Hyväksymispäivämäärä:	

INNEHÅLL

1	Inledning.....	8
2	Bakgrund.....	9
2.1	Balans.....	10
2.1.1	<i>Balanstest – Short Physical Performance Battery</i>	12
2.1.2	<i>HURLabs balansplatta</i>	13
2.1.3	<i>Time Up and Go-test</i>	14
2.2	Elektromyografi.....	14
2.2.1	<i>Neuromuskulära systemet</i>	15
2.2.2	<i>EMG-mätning</i>	15
2.2.3	<i>EMG reliabilitet och validitet</i>	17
2.2.4	<i>Smartshorts</i>	17
3	Syfte och frågeställning	18
4	Metod.....	19
4.1	Design	20
4.2	Testpersoner	22
4.3	Datainsamling.....	22
4.4	Data-analys	23
4.5	Etik.....	24
4.5.1	<i>Etiska överväganden</i>	25
5	Resultat	25
6	Diskussion	27
7	Konklusion	33
	Källor	34
	Bilagor	37
	Bilaga 1 - Testprotokoll.....	37
	Bilaga 2 - Informerat samtycke.....	39

Figurer

Figur 1. Illustration av innerörat. Illustrationen från Människokroppen Fysiologi och anatomi, Sand et al. 2006 s. 165.	11
Figur 2. HURLabs balansplatta BT4 och stödräcke. Fotograf Anette Forsström 2017... 13	13
Figur 3. Ytelektroder. Tillgänglig: http://www.vibrationtrainingdevice.com/VG-Evolution-I-Vibrogym.htm 2008.	16
Figur 4. Smartshortsens ytelektroder (aviga sida) och trådlösa sändaren. Fotograf Anette Forsström 2017.	17
Figur 5. Spridningsdiagram för korrelationen i fråga 2. Värden från tandem position.. 28	28
Figur 6. Korrelationen under fråga 3. Värden från tandem position.	30
Figure 7. Skärmdump av Mbody programmet. Testresultat av en deltagare.	31

Tabeller

Tabell 1. Bakgrundsinformation av deltagarna.	22
Tabell 2. Resultat från TUG-testets tid för fråga 1.	25
Tabell 3. Korrelationsresultat för fråga 2 och 3. Signifikant om.Sig. (2-tailed) < 0,05. 26	26
Tabell 4. Data från smartshortsen och HURLabs balansplatta under tandem.	26
Tabell 5. Stapeldiagram av fråga 4.	27
Tabell 6. Deltagarnas ålder och TUG-testets tid.	32

FÖRORD

Vi vill tacka alla seniorer från Arbis i Helsingfors som har deltagit i vårt examensarbete. På grund av att de ställde upp frivilligt har det varit möjligt för oss att slutföra vårt examensarbete. Vi vill även tacka Birgitta Lindberg från Arbis som hjälpte oss hitta rätta seniorgrupper.

Vi vill också rikta ett stort tack till lärarna Joachim Ring, Jyrki Kettunen och Tomas Hellstén som har hjälpt oss komma igenom de knepigaste situationerna.

Till sist ett stort tack till våra familjer och vänner som stöttat och hjälpt oss under arbetets process.

1 INLEDNING

Fallrisken hos äldre personer är stor. Rubenstein konstaterar att 30–60 % av äldre personer faller årligen, varav 10–20 % skadar sig så allvarligt att de blir inlagda på sjukhus. Medicinering, miljö, yrsel, nedsatt balans och muskelsvaghet har visat sig vara några bidragande faktorer till ökad fallrisk hos äldre. Rubenstein har bedrivit studier över hur fall kan förebyggas. Multidimensionella riskanalyser, interventioner, träningsprogram som innehåller balans-, styrke- och uthållighetsövningar samt inspektioner av vardagsmiljön har visat sig vara den mest effektiva kombinationen för förebyggande av fallolyckor. (Rubenstein 2006 s. 38–40)

Syftet med examensarbetet är att utreda faktorer som har en eventuell koppling till seniorers statiska och dynamiska balans. Som ett statiskt balanstest använder vi oss av en del av Short Physical Performance Battery (SPPB) och som ett dynamiskt test Time Up and Go (TUG). I SPPB kommer testdeltagarna att stå med fötterna ihop, halvtandem stående och tandem stående. Under testets gång står deltagaren på en HURLabs balansplatta. Från plattan ser vi bland annat svajhastigheten och stödytan. Testdeltagarna kommer att ha på sig ett par smartshorts. Med hjälp av smartshorts får vi information gällande muskelaktivitet (MA) i fram- och baklår under testerna.

Vi har analyserat MA i låren under de två olika testerna. Vi har kollat om det finns ett samband mellan asymmetrin i lårmuskulaturens MA och TUG-testets prestationstid. I SPPB:s balanstest är vi intresserade av att se ifall det finns en korrelation mellan den totala MA och stödytan och om det finns en korrelation mellan den totala MA och svajhastigheten. Som en sista forskningsfråga kommer vi att fråga seniorernas erfarenheter och åsikter gällande användningen av smartshortsen.

Som redskap använder vi oss av Myontecs smarttextiler i form av smartshorts (MShorts AllSport), som har insydda elektroder i både fram- och baklår. Elektroderna mäter de elektriska impulserna som sker i muskeln och mätmetoden kallas elektromyografi (EMG) (Everett 2010 s. 238). Smartshortsen används trådlöst och informationen sänds i realtid till en dator eller smarttelefon via Bluetooth. Smartshortsen har testats mycket inom idrottsvärlden och intresset för användningen av dem inom rehabilitering har ökat. Vi vill i

vår undersökning se ifall dessa smartshorts skulle kunna lämpa sig för och vara användbara i rehabiliteringssyfte.

Detta examensarbete är en del av en större forskningshelhet som pågår på Yrkeshögskolan Arcada. Seniorerna kommer att utföra olika tester: TUG-test, SPPB:s balanstest, gripkraft, uppstigning från stol och gångtest. Vi dokumenterar även försökspersonernas längd, vikt, BMI, lårens omkrets, benens längd och den passiva ledrörligheten i höften och knäna. Smartshortsen testas även för olika målgrupper för att se ifall de är tillräckligt reliabla som ett mätinstrument. Man vill undersöka deras mångfald och användningsmöjligheter under diverse tester samt om det finns en möjlig marknad för dem inom rehabilitering. I vårt examensarbete analyserar vi enbart TUG- och SPPB:s balanstests resultat hos seniorer. Den återstående delen av resultaten lagras för vidare analysering av uppkommande examensarbeten.

2 BAKGRUND

Inom vardagliga sysslor använder seniorer sin maximala muskelkapacitet, till exempel i att gå i trappor och stiga upp från en stol. Balans spelar även en stor roll i det vardagliga livet och för funktionsförmågan, för dålig balans leder ofta till fall. Det kan vara svårt att återhämta balansen på grund av svag muskelkraft. För att bibehålla funktionsförmåga så god som möjligt är det ytterst viktigt för seniorer att upprätthålla sin muskelkraft och balans för att klara av vardagliga aktiviteter. (Tikkanen et al. 2015)

Vi har gjort litteratursökning i följande databaser: Academic Search Elite (EBSCO), PubMed, SportsDiscus och Researchgate. Ett antal artiklar har även fått via e-post-kontakt med författarna från Jyväskylä Universitet. Sökord som användes var: *older, elderly, aged, senior, geriatric, timed up and go test, TUG, balance, balance test, tandem stance, walk, electromyography, EMG, muscle, thigh, vision* och *importance* med olika kombinationer av orden.

Våra litteratursökningar visar att tidigare forskning som bedrivits med smartshorts har riktat sig till idrottare och människor i arbetsför ålder, men färre studier har utförts kring seniorers MA.

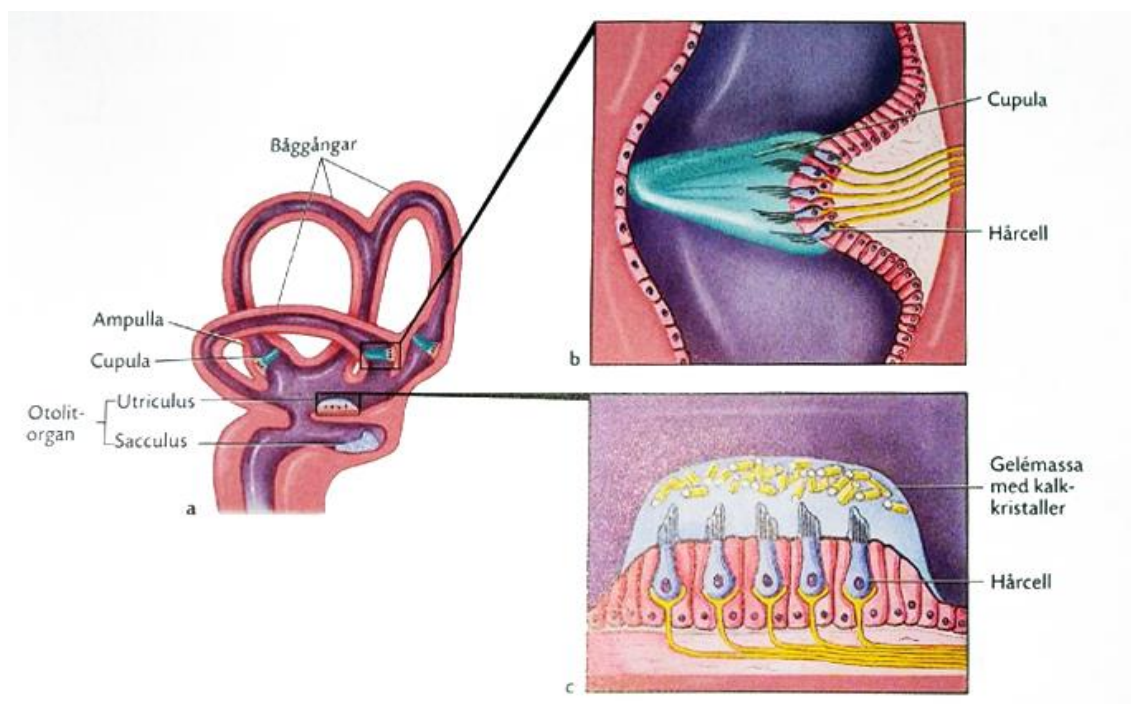
2.1 Balans

Balansen definieras som möjligheten att kontrollera kroppens tyngdpunkt under både statiska och dynamiska rörelser i olika miljöer. Det är något människan måste behärska dagligen för att inte till exempel falla när hon till exempel står, går i trappor och sitter. Det som krävs för att hålla balansen är en kombination av proprioception, visuella feedbacken och balansorganet. Andra faktorer som har en inverkan på balansen är stödytans storlek, muskelstyrkan, rörelseomfång och det somatosensoriska systemet, med andra ord känseln. (Kwon et al. 2013 s. 671) Med åldern är det vanligt att balanssinnet försämras, muskelmassan atrofieras, benen blir skörare och olika neurala förändringar sker, till exempel försvagas de motoriska neuronerna och känseln blir nedsatt (Granacher et al. 2013 s. 627). För fysioterapeuter är det essentiellt att förstå vad som kan påverka balansen, så att de kan agera korrekt.

Proprioceptorer är speciella receptorer, nervändor, som finns runtom i kroppens leder, ligament, senor och hud. De kallas även för mekanoreceptorer. Deras uppgift är att informera hjärnan i vilken ställning kroppen befinner sig. Man brukar kategorisera mekanoreceptorerna i tre olika grupper. (Thomé 2001 s. 76) Den första är Golgis senorgan, som förekommer i senorna precis intill övergången mellan muskel och sena. När en muskel kontraheras dras senan, som är fäst i muskeln, åt. Denna kraftskillnad i senan registrerar Golgis senorgan. Den varnar kroppen när en alltför stor belastning sker. När belastningen blir såpass stor att det finns en risk för en skada kommer muskeln att automatiskt slappna av. På så vis minskar belastningen på senan och muskeln, och ingen skada sker. (Sand et al. 2004 s. 128)

Den andra mekanoreceptoren är muskelspolarna. De registrerar längdförändringar som sker i musklerna och kan dessutom mäta hastigheten för hur snabbt muskeln förlängs. De har alltså en stor betydelse för hur kroppen kan upprätthålla sin ställning när de snabbt och effektivt registrerar hur kroppen måste kompensera för att undvika att falla. Så kallade tryckreceptorer räknas som den tredje mekanoreceptoren. Det finns ett antal olika tryckreceptorer där var och en stimuleras av en viss typ av beröring eller tryck. En del reagerar på vibrationer medan andra reagerar på trycket som finns i en led. (Thomé 2001 s. 77)

Balansorganet i innerörat är en viktig del av vårt balanssinne. Balansorganet består av tre båggångar och två otolitorgan, utriculus och sacculus (figur 1). Båggångarna ligger vinkelrätt mot varandra i alla tre plan, vilket medför att de klarar av att registrera rörelser som är roterande. Den acceleration som sker i huvudet i olika vinklar när man snurrar runt klarar båggångarna av att avläsa och de skickar information vidare till hjärnstammen. Otolitorganen signalerar igen om hur huvudet är i förhållande till lodlinjen och registrerar då den rätlinjiga accelerationen. (Sand et al. 2004 s. 178-179)



Figur 1. Illustration av innerörat. Illustrationen från *Människokroppen Fysiologi och anatomi*, Sand et al. 2006 s. 165.

I balansorganet finns det fina sinneshår. På sinneshåren i båggångarna finns det en geléaktig massa med låg viskositet, medan det i otolitorganen finns en gelémassa med högre viskositet eftersom det finns tunga kalciumkarbonatkristaller i den. När vi snurrar runt rör gelémassan i balansorganet på sig. Det är de fina sinneshåren i balansorganet som registrerar det och skickar en signal vidare till balanskärnorna i hjärnstammen. (Sand et al. 2004 s. 178–181)

Mohapatra & Aruin betonar att man inte vet varför synen har en stor inverkan på balansen, men att den ändå är väldigt betydelsefull. De spekulerar att det kan bero på att det är så många faktorer som påverkar balansen på grund av synen, till exempel miljön, hur ljusst det är och hur bra syn personen i fråga har. Detta gör det svårare att faktiskt förstå dess

inverkan på vårt balanssinne. (Mohapatra & Aruin 2013 s. 25) Aartolahti et al. menar att seniorernas hållning och funktionsförmåga försämras i och med att deras syn är nedsatt och att ju äldre man blir desto större betydelse har synen när det gäller personens balansförmåga. I studien kom man fram till att det finns ett tydligt samband mellan balans och funktionell syn hos seniorer. (Aartolahti et al. 2013 s. 4, 14)

Granacher et al. poängterar i sin artikel hur viktigt det är för seniorer att ha stark bålmuskulatur när det är frågan om balansen. Bålen fungerar som en viktig energiöverförare när man betraktar de kinetiska kedjorna. När bålmuskulaturen fungerar väl, fungerar både övre och nedre extremitetens muskler väl och man blir därmed starkare. Det medför att även seniorernas balans och funktionsförmåga blir bättre och att antalet fallolyckor blir färre. (Granacher et al. 2013 s. 627–628, 640)

2.1.1 Balanstest – Short Physical Performance Battery

Ett ofta använt kliniskt balanstest är att testa personen stående i tandem. Stödytan blir i denna ställning smalare, vilket påverkar den posturala hållningen så att testpersonerna svajar i regel mera med övre kroppen. Enligt Jonsson et al. försämras resultaten i tandemställning med åldern. (Jonsson et al. 2005 s. 202)

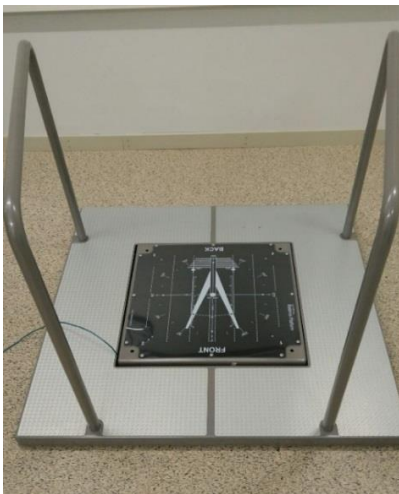
Jonsson et al. hänvisar till sin tidigare studie där testpersoner, arbetsföra och seniorer, stod på ett ben i 30 sekunder. I studien framkom det att under de första 5 sekunderna, där tyngdöverföringen just har skett till det ena benet, är det den posturala hållningen som svajar mest. Detta sker eftersom det är frågan om en dynamisk balansfas. Samma fenomen sker när personen intar sin tandemposition. I början sker det en dynamisk fas, varefter den statiska fasen påbörjar. (Jonsson et al. 2005 s. 202-203)

SPPB används för att utvärdera seniorers balans- och funktionsförmåga. Testet är indelat i tre olika skeden: balanstest med fötterna bredvid varandra, halvtandem och tandem; fyra meters maximal gånghastighet; uppresning från en stol fem gånger. För varje del kan man få maximalt 4 poäng; sammanlagt blir det 12 poäng i hela testet. Ju högre testpoäng man har, desto bättre balans och funktionsförmåga har personen. (Terveyden ja hyvinvoinnin laitos)

Vi valde att använda oss av SPPB:s första del, balanstestet, för vår undersökning. Balanstestet utfördes på HURLabs balansplatta. Samtidigt fick vi data gällande deltagarnas stödyta och svajhastighet. Balanstestet består av tre delmoment: fötterna ihop, halvtandem stående och tandem stående. Delmomenten är rangordnade från lättare till svårare. Deltagaren intog den korrekta positionen innan tidtagandet började. Det tog några sekunder förrän deltagaren hade den korrekta positionen och var möjligen tvungna att göra små ändringar innan testaren godkände positionen och nedräkningen började. Nedräkningen i sig tog fem sekunder och det blev därmed ett bortfall av den dynamiska balansdelen som Jonsson et al. refererade till i sin studie. Deltagarna stod 10 sekunder i de tre olika delmomenten och de var i strumplästen eller barfota under testet.

2.1.2 HURLabs balansplatta

HURLabs balansplatta BT4 är ett tilläggsverktyg man kan använda för att träna balansen. Den är lättanvänd under kliniska undersökningar och på fältet när man vill undersöka bland annat balansen och tyngdfördelningen hos klienter. Plattan kopplas upp till en dator via USB-port, vilket gör att man får data direkt från plattan till mjukvara på datorn. Det går även att skriva färdiga program på mjukvaran för olika balanstest. (HURLabs 2010 s. 4 & 6) Vi har använt oss av en färdig mall av SPPB:s balanstest med de tre olika delmomenten.



Figur 2. HURLabs balansplatta BT4 och stödräcke. Fotograf Anette Forsström 2017.

2.1.3 Time Up and Go-test

Bischoff et al. skriver att TUG-testet är ett effektivt och lätt utfört funktionellt test, som testar vardagliga färdigheter. Testet går ut på att stiga upp från en stol, gå 3 m, vända om, gå tillbaka och sätta sig på samma stol. Mathias och kollegerna kom på den originella versionen ”Get Up and Go”-testet, där evalueringen av testet gjordes subjektivt. (Bischoff et al. 2003 s. 316) Podsiadlo och Richardson ändrade metoden att evaluera testet genom att mäta tiden, istället för att ha en skala på 1–5. På så sätt kan man evaluera testet mer objektivt (TOIMIA).

Schoene et al. bedrev en systematisk redovisning och meta-analys där det framkommer att TUG-testet lämpar sig bättre för seniorer vars funktionsförmåga redan är nedsatt. För friska äldre personer, vars funktionsförmåga är hög, är TUG-testet inte bra på att skilja personer som har och inte har en fallrisk. (Schoene et al. 2013 s. 207) Enligt forskningen gjord av Bischoff et al. kan 65–85 åriga kvinnor, som utför TUG i över 12 sekunder, ha svårigheter med rörelseförmågan i framtiden (Bischoff et al. 2003 s. 320)

Enligt Spagnuolo et al. är TUG- testet ett pålitligt funktionellt balanstest som kan förutspå ökad fallrisk. Tidigare studier visar att man inte allmänt kan ge något exakt gränsvärde för fallrisk i TUG-testet, men som Bischoff et al. också konstaterat i sina forskningar kan den ligga 10–20 sekunder emellan. Spagnuolo et al. kom till samma slutsats som Schoene et al. i sin meta-analys att TUG-testet lämpar sig bäst för seniorer med nedsatt funktion. (Spagnuolo et al. 2009 s. 471)

2.2 Elektromyografi

Den elektriska signalen som förekommer i muskeln vid kontraktion och metoden som mäter spänningsskillnaden kallas elektromyografi (EMG). Via mätning med EMG kan man få fram om muskeln aktiveras samt hur länge aktiveringen sker. (Everett 2010 s. 238)

Termen EMG presenterades första gången 1890 av Marey, som var den första som kunde registrera elektrisk MA. Tanken föddes redan år 1849 av Dubios-Raymond, som konstaterade att elektrisk aktivitet kan registreras under viljemässig muskelkontraktion. 1960

började man använda EMG-mätning inom vård för mer specifika sjukdomar. Senare forskning visar att man fått bättre kunskap om ytlig EMG-mätning och dess egenskaper. I början av 2000-talet började man använda mer ytelektroder vid mätning av ytliga muskler och invasiva elektroder vid mätning av djupa muskler. (Reaz et al. 2006 s. 13–14)

2.2.1 Neuromuskulära systemet

Vi förklarar kortfattat de olika faktorerna i skelettmuskelcellerna som gör det möjligt att mäta MA. För djupare insikt i musklernas anatomi och funktion se Sand et al. 2006.

Sand et al. konstaterar att i alla kroppens celler sker en spänningsskillnad som kallas membranpotential. Den negativa, stabila, membranpotentialen kallas vilomembranpotential. När det sker en förändring i membranpotentialen, via en elektrisk impuls, är det en aktionspotential. (Sand et al. 2006 s. 69) När aktionspotentialen sprids i muskelfibern fortsätter en liten elektrisk impuls mot huden, och den kan mätas som EMG aktivitet i muskeln (Everett 2010 s. 239).

Skelettmuskelcellerna innerveras enbart av motoriska nervceller som kommer från ryggmärgen. Skelettmuskelfibrernas aktionspotential är en uteslutande faktor för nervimpulserna i musklernas motoriska nervfibrer. En motorisk nervcell kan ha förbindelser med flera muskelfibrer, men en muskelfiber kan vara förbunden med endast en motorisk nervcell. (Sand et al. 2006 s. 123, 241) Niemenlehto skriver att motorisk enhet är en funktionell enhet i muskeln, som består av många muskelfibrer som en motornervcell innerverar och att den är den minsta enheten i muskeln som kan aktiveras viljemässigt (Niemenlehto 2004 s. 29).

2.2.2 EMG-mätning

Registrering av muskelns elektriska aktivitet sker via EMG- elektroder. Det finns två olika typer av elektroder som mäter EMG: ytelektroder, som mäter MA från muskelns yta (figur 3), och nål- och trådelektroder, vilka sätts fast under huden. Med ytelektroder kan man mäta ytliga musklers MA, medan man med nål- och trådelektroder kommer ner till djupliggande musklers MA. Ytelektrodena ger en bredare helhetsbild av

muskelaktiveringen eftersom den täcker ett större område på muskeln, medan nål- och trådelektroderna kommer åt mindre enheter. (Joutjärvi 2014 s. 7, 18–19)



Figur 3. Ytelektroder. Tillgänglig: <http://www.vibrationtrainingdevice.com/VG-Evolution-I-Vibrogym.htm> 2008.

Everett berättar att ytelektroderna oftast är små metallplattor gjorda antingen av silver eller också silverklorid. Mätning med ytelektroderna har visats ge mer pålitliga data. (Everett 2010 s. 239) Elektroderna är komponerade antingen mono- eller bipolärt beroende på hur många elektroder som fästs i huden. Vid bipolär komposition fästs två elektroder och en kontrollelektrod som jämför signalen från egentliga elektroderna. Kontrollelektroden skall placeras så att elektriska aktiviteten är så liten som möjligt. Med bipolära elektroder får man störningssignalerna raderade vid mätningen. (Vilavuo 2007 s. 21) I smartshortsen finns elektroder och el trådar som är insydda i tyget. Via el trådarna transporteras EMG signalen till trådlösa mottagaren. För att shortsens skall ha bra kontakt skall elektroderna vätas och shortsens skall sitta tajt intill huden. Insydda ytelektroder gör testandet behändigare jämfört med vanliga ytelektroder som kräver mycket förberedning med elektrodplaceringen, säkerställandet av el trådarna och annan tung utrustning som sällan är bärbar. (Finni et al. 2007 s.1409)

Enligt Reaz et al. tillämpas EMG inom många olika vårdområden, till exempel vid diagnostisering av neurologiska och neuromuskulära problem, laborietester, biofeedback på kliniker och inom ergonomi. I olika forskningslaboratorier har man använt EMG inom biomekanik, motorisk kontroll, neuromuskulär fysiologi, postural kontroll och fysioterapi. (Reaz et al. 2006 s. 14)

2.2.3 EMG reliabilitet och validitet

Enligt forskningen som gjord av Finni et al. är textilelektroden lika pålitliga som ytelektroden vid mätning av MA och även bättre vid upprepandet av testerna än ytelektroden. (Finni et al. 2007 s. 11) SENIAM projektet har samlat europeiska rekommendationer om ytelektroder, placering av ytelektroder och metoder för signal hantering. Rekommendationer av ytelektrod placering finns för 30 olika muskler. (SENIAM) Felplacering av ytelektroden kan leda till cross-talk, då elektroden registrera en närliggande muskels MA (Mezzarane & Kohn 2009 s.1331).

2.2.4 Smartshorts

I studien används EMG-mätande smartshorts. EMG mäts via elektroder, som är insydda i textilen, och data insamlas i en trådlös mottagare, som sätts fast i shortsens (figur 3). Detta gör att man kan följa mätningen realtid från datorn eller smarttelefonen och också förflytta data trådlöst. Smartshortsen mäter muskelaktivitet från hamstrings (baklår) och m. quadriceps (framlår). Med hjälp av smartshortsen kan man jämföra MA mellan höger och vänster ben och förhållandet mellan hamstrings och m. quadriceps. (Myontec) Den totala MA mellan dessa muskler (höger, vänster, fram- och baklår) kommer alltid att ha en summa på 100 %. MA kan ha samma summa, men procenten kan skilja sig. Placeringen av ytelektroden på smartshortsen är på så gott som samma ställe som SENIAM rekommenderar. Problemet med shortsens kan ändå vara det att när de är färdigt insydda och täcker en relativt stor yta, så är cross-talk en möjlighet som kan störa resultaten.



Figur 4. Smartshortsens ytelektroder (aviga sida) och trådlösa sändaren. Fotograf Anette Forsström 2017.

3 SYFTE OCH FRÅGESTÄLLNING

Syftet med undersökningen är att utreda faktorer som har ett eventuellt samband mellan det dynamiska balanstestet (TUG-testet) och det statiska balanstests (SPPB) resultat. Med hjälp av smartshortsen får vi data gällande MA i fram- och baklåren under testerna. Under det statiska balanstestet mäter vi svajhastigheten (mm/s) och stödytan (mm²) (C90 area) med hjälp av balansplattan. I detta examensarbete fokuserar vi på att besvara följande frågor:

1. Finns det ett samband mellan asymmetrin i lårmuskulaturens muskelaktivitet och Time Up and Go-testets prestationstid?
2. Korrelerar den totala muskelaktiviteten med stödytan under tandem i det statiska balanstestet?
3. Korrelerar den totala muskelaktiviteten med svajhastigheten under tandem i det statiska balanstestet?
4. Hur ansåg seniorerna att smartshortsen är att klä på sig?

Vi har delat upp arbetet så att Fanny Ekholm har skrivit följande kapitel och besvarat följande forskningsfrågor:

- 2.1 Balans
 - 2.1.1 Balanstest – Short Physical Performance Battery
 - 2.1.2 HURLabs balansplatta
- 4.1 Design
- 4.2 Testpersoner
- 4.3 Datainsamling
- 4.4 Data-analys
- 7 Konklusion
- Forskningsfråga 2 och 3

Anette Forsström har skrivit kapitel och besvarat följande forskningsfrågor:

- 2 Bakgrund
 - 2.1.3 Time Up and Go-test
- 2.2 Elektromyografi

- 2.2.1 Neuromuskulära systemet
- 2.2.2 EMG-mätning
- 2.2.3 EMG reliabilitet och validitet
- 2.2.4 Smartshorts
- 4.5 Etik
- 4.5.1 Etiska överväganden
- Forskningsfråga 1 och 4.

De återstående kapitlen, 1, 3, 4 och abstrakten har vi skrivit tillsammans. I Resultat och Diskussion kapitlen har vi besvarat våra egna forskningsfrågor samt bearbetat några stycken tillsammans.

4 METOD

På basis av våra frågor och undersökningens design klassas detta som en kvantitativ studie. Detta innebär att insamlade data omvandlas till tal, har tydliga frågor och har innan undersökningen börjat olika kategorier för data man vill få fram. Problemställningen i vår undersökning är kausal vilket innebär att man vill undersöka varför någonting sker. (Jacobsen 2016 s. 49, 72)

Jacobsen förklarar att vid kvantitativa studier är det ofta frågan om en sluten metod, alltså forskaren är medveten om frågeställningen. Forskaren koncentrerar sig endast på det relevanta i studien. Avgränsningen eller frågeställningen är då explicit. Eftersom vi har ett tydligt ändamål i vår undersökning, förblir det en explicit avgränsning. (Jacobsen 2016 s. 45, 72)

Vid en tvärsnittsstudie vill man undersöka prevalensen för något under en kort tid eller just nu. På detta sätt får man veta hur någonting är vid en specifik tidpunkt, vilket även vår undersökning är. (Evidence-Based Dentistry 2017) I undersökningen betraktar vi seniorers MA i nuläget, vilket klassar detta som en tvärsnittsstudie. Vid en longitudinell studie följer man upp samma individer under en längre tid. Det kan vara frågan om flera års uppföljning i vissa fall. En sådan typ av studie utförs då man vill veta hur någonting påverkar en individ under en längre tid, till exempel medicinens inverkan. (Caruana et al.

2015 s. 537) Denna undersökning kommer att uppföljas nästa år och samma test som gjorts nu utförs även då. Förhoppningsvis kommer samma testdeltagare att vara tillgängliga även nästa år. Undersökningen blir således också en longitudinell studie.

I studien används IBM SPSS Statistics (v. 24, IBM, New York, USA), ett databehandlingsprogram. I SPSS programmet kommer vi att använda oss av en så kallad Pearsons produktmomentkorrelationskoefficient.

4.1 Design

Det etiska forskningslovet gavs av Helsingfors och Nylands sjukvårdsdistrikt (HNS). Alla test utfördes i Yrkehögskolan Arcadas utrymmen. Först informerades deltagarna om vad vi kommer att testa och sedan fick de skriva under informerat samtycke (bilaga 2) och svara på en hälsoenkät. Efter det vägdes deltagarna och deras längd, lårets omkrets och benets längd mättes. Sedan klädde deltagarna på sig ett par smartshorts i passlig storlek. Smartshortsen finns i fyra olika storlekar från S-XL. Vi hade två av varje storlek till vårt förfogande. Smartshortsens elektroder blöttes ordentligt med vatten för att säkerställa en bra kontakt med huden. Deltagarna hade möjligheten att klä på sig egna träningsbyxor ovanpå smartshortsen om de så önskade. Med smartshortsen på mättes ledrörligheten i knäna, extension och flexion, och i höften, extension, flexion, samt inåt- och utåtrotation. Efter det testades gripkraften med hjälp av TOIMIA:s mätinstruktioner. Därefter sattes sändaren på smartshortsen och vi kontrollerade att de fick kontakt med datorn.

Då man fått kontakt förklarade testaren vad SPPB:s balanstest på HURLabs balansplatta gick ut på (bilaga 1). Testaren demonstrerade åt deltagaren testets tre delmoment och deltagaren fick även genomföra dem innan testmomentet för att säkerställa att hen har förstått instruktionerna korrekt. Testaren berättade även att man endast har ett försök på sig vid varje delmoment och att testet skulle avbrytas om fötterna lyftes från underlaget eller om deltagaren rörde stödräcket. Korrigeringar med övre kroppen och armarna tilläts. Efter det bad vi deltagaren att inta den första positionen. Ena testaren kontrollerade att deltagaren hade rätt position och stod på rätt ställe på plattan och när testaren godkände positionen, räknade den andra testaren ner ”*Testet börjar om 3, 2, 1 nu*”.

Mjukvaran till HURLabs balansplatta registrerade automatiskt de 10 väsentliga sekunderna. För att smartshortsen skulle registrera de korrekta 10 sekunderna hade vi Muscle monitor programmet (Mbody) på före testaren hade räknat ner. När de 10 sekunderna började, skulle vi göra en markering i programmet; i praktiken innebär detta att trycka på en knapp i början av delmomentet samt i slutet av det för att få ett tidsintervall på 10 sekunder.

Testaren sade ”*Stopp*” när 10 sekunder hade gått och deltagaren gick automatiskt vidare till följande delmoment. Samma instruktioner gällde för alla delmoment: den korrekta positionen skulle intas, testaren räknade ner och deltagaren skulle stå 10 sekunder utan att frångå anvisningarna. Vid halvtandem och tandem fick deltagaren själv välja vilken fot hen placerade framför den andra och testaren antecknade vilken fot som var framför.

Efter det statiska balanstestet gick deltagaren vidare till TUG-testet. Här uppmanade vi deltagarna att sätta på sig deras inneskor för att undvika halkolyckor. Testaren förklarade åt deltagaren vad testet gick ut på och även här fick deltagaren pröva banan för att säkerställa att deltagaren hade förstått banan korrekt (bilaga 1). Vi standardiserade testet så att alla skulle runda konen från höger sida och att testet skulle utföras i egen takt. Tidräkningen startade när ryggen frigjordes från ryggstödet och tidtagandet slutade när ryggen rörde ryggstödet igen. När det var säkerställt att deltagaren förstod vad hen skulle göra utfördes banan officiellt. Testaren räknade ner ”*Testet börjar om 3, 2, 1 nu*”, varefter en markering gjordes i Mbody programmet på samma sätt som i SPPB-balanstestet och en kontrolltid togs med hjälp av ett tidtagarur.

TUG-testet efterföljdes av uppresning från stol fem gånger och ett gångtest. Som en sista fråga fick deltagarna svara på frågan ”Hur lätt var det att klä på sig smartshortsen?”. Där besvarade de frågan på en skala 1–5, där 1 betydde att det var väldigt svårt att klä på sig smartshortsen och 5 innebar att det var väldigt lätt.

I vår undersökning analyserade vi endast resultat från TUG-testet och SPPB:s balanstest samt hur deltagarna ansåg att det var att klä på sig smartshortsen. Övriga resultat lagrades för analysering i framtida examensarbeten. Vi fokuserar endast på att analysera det bästa resultatet från SPPB. Det innebär att om deltagaren klarar av att stå 10 sekunder i

tandemposition, kommer vi enbart att analysera det delmomentet. Vi hade färdigt namngett alla deltagare, så deras riktiga namn uppkommer inte på själva blanketten var testresultaten skrevs ner. På detta sätt upprätthåller vi deltagarnas anonymitet.

4.2 Testpersoner

Sammanlagt deltog 30 personer till undersökningen. Deltagarna som rekryteras till vår undersökning var friska, aktiva, självförsörjande män och kvinnor mellan åldern 66–81 som kunde gå utan hjälpmedel (tabell 1). Det blev ett bortfall eftersom en av deltagarna inte uppfyllde inklusionskriterierna. Analysen innehåller således 29 personer, varav 14 var män och 15 var kvinnor. Rekryteringen skedde via Helsingfors stads Arbetarinstitutionens (Arbis) gymnastikgrupper var vi presenterade oss och berättade om vårt examensarbete. Ledproteser var inget hinder för att delta i undersökningen, men ifall protesen inhi-berade utförandet av rörelserna i testen kunde inte personen delta.

Tabell 1. Bakgrundsinformation av deltagarna.

Bakgrundsinformation om deltagarna					
	N	Minimum	Maximum	Medeltal	Standardavvikelse
Ålder (år)	29	66,00	81,00	72,97	3,50
Längd (cm)	29	154,00	184,50	168,96	7,78
Vikt (kg)	29	49,70	95,50	72,65	11,40
BMI (kg/m ²)	29	18,59	35,65	25,42	3,52

4.3 Datainsamling

Vi tog till vara data från smartshortsen, HURLabs balansplatta och tiden från TUG-testet. Data överfördes till en Excel-tabell varifrån vi exporterade data till SPSS programmet. Med hjälp av en sändare på smartshortsen, kom data från lårens MA att samlas upp och skickas till en mjukvara på en bärbar dator. Därefter kunde vi importera resultaten till

Excel och sedan överföra det till SPSS. Balansplattans resultat överförde vi även till Excel och sedan importerades det till SPSS för vidare analysering.

4.4 Data-analys

I första forskningsfrågan har vi gjort data-analysen genom att analysera tid och procentuell asymmetri. I en forskning bedrivit av Schmitt et al. rehabiliterade de främre korsbandsskador genom förstärkning av främre lårmuskeln. De uppskattar att en asymmetri i muskelkraft på över 10 % kan påverka utförandet av en prestation (Schmitt et al. 2012 s.754). Smartshortsens tillverkare Myontec talar om MA asymmetrin på +/-9 % som de kategoriserar, med ett trafikljus modell, ”red” (röd) som menar att asymmetrin är hög (Myontec). Således har vi valt att dela upp testpersonerna i två grupper beroende på asymmetri i lårmusklernas MA, *muscle activity difference*, (MAD). Vi kommer att analysera medelvärde på tid (sekunder) samt standardavvikelse (SD).

I fråga 2 och 3 har vi i huvudsak fokuserat oss på att undersöka korrelationer mellan MA och testerna. Vi utförde analysen med hjälp av Pearsons produktmomentkorrelationskoefficient (Pearsons r). Svaren varierar mellan 1 och -1. Ett svar på 1 indikerar att det finns ett totalt samband mellan två variabler, -1 ett totalt negativt samband medan 0 inget samband alls. (Hassmén & Hassmén 2008 s. 125) Beldjazia & Alatou använder sig av en mall från Evans, som berättar när Pearsons r är signifikant. Evans säger att när $r = 0,4-0,59$ är det frågan om en måttlig korrelation, $r = 0,6-0,79$ är det en stark korrelation och när $r = 0,8-1$ anses det vara väldigt stark korrelation. Koefficienten ska förbli minst 0,6 för att det ska finnas ett godtyckligt samband mellan två variabler och allt under 0,4 anses vara en svag korrelation. (Beldjazia & Alatou 2016 s. 26–27) Resultatet är signifikant om Sig. (2-tailed) $<0,05$ ($p < 0,05$) (SPSS Pikaohjelma).

Oberoende av den position man har finns det alltid en tyngdpunkt. När man ändrar ställning på kroppen kommer tyngdpunkten att ändras. Även när man står helt stilla sker det små korrigeringsrörelser åt olika håll, vilket gör att tyngdpunktens plats ändras hela tiden och det kan balansplattan registrera. Balansplattan är direkt kopplad till en dator, så man ser i realtid hur tyngdpunkten ändras under ett balanstest. Programmet ritar en graf över var tyngdpunkten ligger i förhållande till plattan. Stödytan, eller C90 arean som har det

engelska namnet *Area of the Confidence Ellipse*, har ett samband med tyngdpunkten. C90 arean består av 90 % av de tyngdpunkter som har registrerats under ett balanstest. När tyngdpunkten förflyttar sig mycket, svajar man mycket och gör stora korrigeringsrörelser, kommer C90 arean att automatiskt bli större. I stora drag innebär en större C90 area att försökspersonen utfört stora korrigeringsrörelser och det finns en risk för att personens balans är sämre. (HURLabs 2010 s. 28)

Svajhastigheten räknas också ut med hjälp av tyngdpunkten. Först räknar programmet ut svajets längd genom att lokalisera den nya tyngdpunkten var femtedels sekund. Sedan adderas sträckorna mellan varje registrerad tyngdpunkt. Summan av sträckorna divideras med testtiden och kvoten blir således svajhastigheten. För att kunna jämföra de olika deltagares svajhastighet har inställningarna berörande hur ofta tyngdpunkten registrerats per sekund varit den samma. (HURLabs 2010 s. 28–29)

Ifall svajhastigheten är hög har svajets längd också varit stor, vilket i sin tur kan innebära att ju högre svajhastighet desto större korrigeringar gör man och C90 arean blir stor. Det är dock inte hela sanningen. Det är viktigt att komma ihåg att bara för att svajhastigheten har varit hög betyder det inte att C90 arean är större. Det kan hända att en person har gjort en större korrigering som höjde svajhastigheten men inte C90 arean eftersom det var endast en pik i grafen. Det kan också hända att korrigeringarna har varit snabba inom ett litet område, vilket betyder att C90 arean hålls liten men hastigheten varit hög.

4.5 Etik

Enligt Jacobsen finns det tre grundläggande etiska krav man skall följa när man gör studier om andra människor. Det första är informerat samtycke vilket innebär att personerna frivilligt får delta i studien samt att de får all den information de behöver om testet, även riskerna. Med informerat samtycke avses även att de undersökta har kompetens – förmågan att själv bestämma om man deltar i studien och får fullständig information om studien. Detta innebär att man får veta studiens syfte, hur data insamlas och hur det skall användas. Även eventuella risker skall komma fram. Det räcker inte att bara få all den information man behöver, utan man måste också förstå det. Att delta i studien skall vara

p.g.a. egen frivillighet. De undersökta får inte känna någon press från utomstående faktorer att måsta delta. (Jacobsen 2016 s. 31–33)

Det andra etiska kravet som skall tas i beaktande är skydd av privatliv. All de data som samlas under studien skall hållas konfidentiellt och de undersökta anonymitet respekteras. Om dessa krav inte tas i hänsyn kan undersökarens förtroende förloras och hela studiens reliabilitet försämras. (Jacobsen 2016 s. 35–36)

Till sist konstaterar Jacobsen att det insamlade data skall presenteras korrekt. Med det avses att man presenterar all det data och resultat man fått, utan att förvränga alltså förfälska det. Dessa handlingar står emot etiska forskningsprinciperna. (Jacobsen 2016 s. 37)

4.5.1 Etiska överväganden

I arbetet har etiken tagits i beaktande genom att alla deltagare fått ett informationsbrev innan studien börjat. I informationsbrevet kommer fram studiens syfte och vad testillfället går ut på. Deltagarna svara på en hälsoenkät före studien börjar som innehåller bakgrundsinformation om deras aktivitetsnivå samt hälsotillstånd. Alla deltagare fick även underteckna ett avtal, informeratsamtycke, var det garanteras anonymitet och konfidentialitet samt de ger lov att undersökningsdata får användas i studien. Deltagarna hade rätt att avbryta testerna när som helst, om de så ville.

5 RESULTAT

Testpersonerna delades i två grupper: grupp 1 (G1) MAD < 9.9 % och grupp 2 (G2) MAD \geq 10 %. Sjutton testpersoner hörde till G1 och tolv till G2. Skillnaden i prestationstiderna mellan grupperna var marginell, G1 medeltid var 8,9 (SD 0,9) sekunder medan G2 hade 8,4 sekunder (SD 1,3).

Tabell 2. Resultat från TUG-testets tid för fråga 1.

	N	Medelvärde	Standardavvikelse
G1	17	8,88	0,94
G2	12	8,42	1,33

Fråga 1 = Finns det skillnad med den totala MA mellan höger och vänster lårskulatur och syns det i så fall i TUG-testets prestationstid?

Korrelationen mellan MA och C90 arean under tandem är måttlig Pearsons $r = 0,447$ ($p = 0,015$) (tabell 3). Korrelationen mellan MA och svajhastigheten har ett svagt samband Pearsons $r = 0,333$ ($p = 0,077$).

Tabell 3. Korrelationsresultat för fråga 2 och 3. Signifikant om Sig. (2-tailed) < 0,05.

	Pearsons r	Sig. (2-tailed)
N	29	29
Fråga 2	0,447	0,015
Fråga 3	0,333	0,077

Fråga 2 = Korrelerar den totala muskelaktiviteten med stödytan under tandem i det statiska balanstestet? Fråga 3 = Korrelerar den totala muskelaktiviteten med svajhastigheten under tandem i det statiska balanstestet?

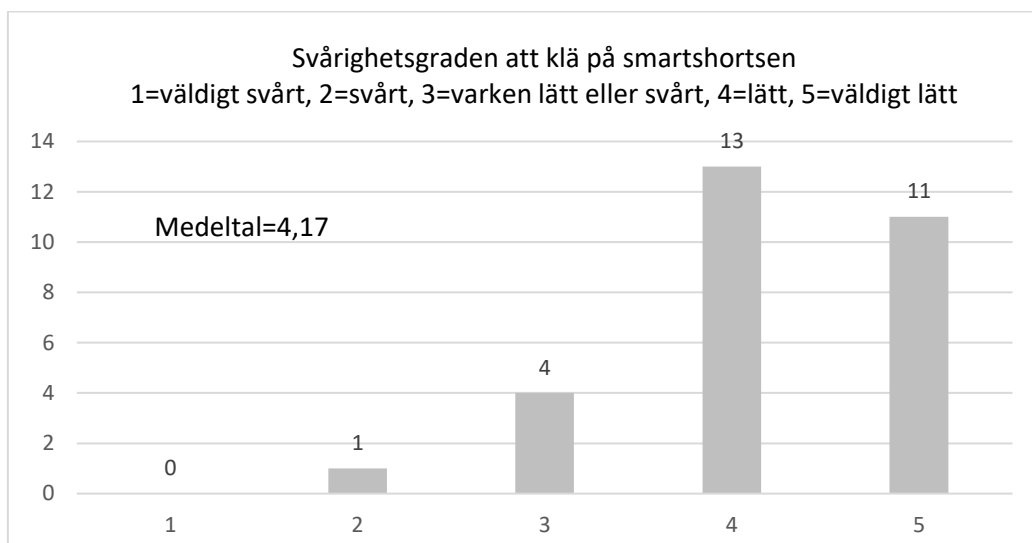
Den högsta MA som fanns under tandem var 196 mikrovolt (μV) och lägsta 27 μV (tabell 4). Stödytan hade ett medeltal på 350,24 mm^2 och en standardavvikelse på 276,19 mm^2 . Svajhastigheten varierade mellan 51,43 mm/s och 13,95 mm/s , med ett medelvärde på 27,81 mm/s .

Tabell 4. Data från smartshortsen och HURLabs balansplatta under tandem.

	Minimum	Maximum	Medelvärde	Standardavvikelse
N	29	29	29	29
Totala MA (μV)	27	196	83,62	35,13
C90 area (mm^2)	122,79	1 328,45	350,24	276,19
Svajhastighet (mm/s)	13,95	51,43	27,81	9,1

Största delen av testpersonerna ansåg att det var väldigt lätt eller lätt att klä på sig smartshortsen, 11 respektive 13. Endast 4 testpersoner ansåg att det varken var lätt eller svårt och bara en ansåg att det var svårt att klä på sig smartshortsen. Ingen svarade ansåg att det var väldigt svårt (tabell 5).

Tabell 5. Stapeldiagram av fråga 4.



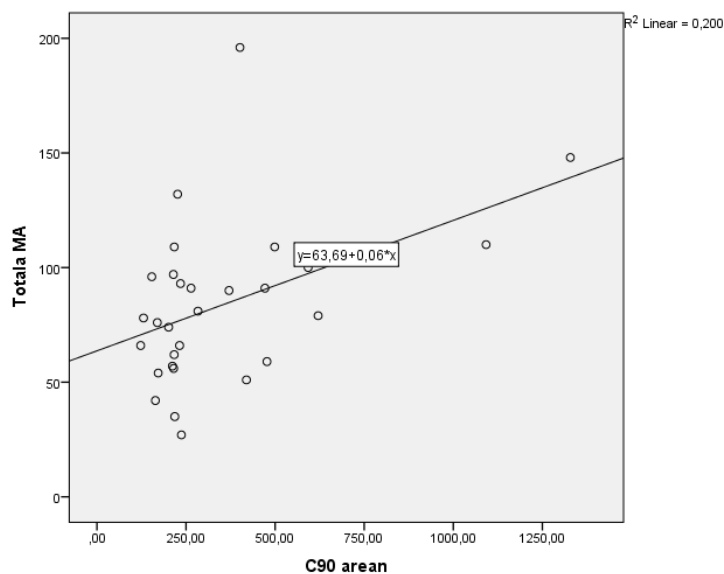
Fråga 4 = Hur ansåg seniorerna att smartshortsen är att klä på sig?

6 DISKUSSION

TUG-testet mäter seniorers funktionsförmåga och balans i form av ett gångtest. Enligt TOIMIA:s instruktioner skall testet utföras i egen takt och på grund av detta valde vi att utföra testet lika. I början av processen hade vi en forskningsfråga som jämförde TUG-testets MA med tid. Vi konsulterade Arcadas seniorforskare och han konstaterade att man inte kan jämföra MA och tid på grund av individualitet i gånghastighet. För att vi skulle ha kunnat använda oss av den frågan borde vi ha standardiserat takten, men då skulle testet inte längre vara ett standardiserat TUG-test.

Resultaten mellan G1 och G2 var väldigt lika. Avvikelsen i den genomsnittliga prestationstiden i TUG-testet hade statistiskt sett ingen signifikant betydelse; G1 medeltid var 8,9 sekunder medan G2 hade 8,4 sekunder. Aktiva seniorer har marginell asymmetri i lårmuskulaturens MA. Asymmetrin i lårmuskulaturen mätt med EMG under TUG-testet hade inget samband med TUG-testets prestationstid. Det kan bero på att testpersonerna hade hög funktionsförmåga och att de var fysiskt aktiva, som ledde till att TUG-testets resultat var bra; alla klarade av testet under 12,23 sekunder. Man kan även spekulera att om man hade haft fler testpersoner kunde man ha fått mera resultat och kanske sett mera avvikelser i resultat.

Det fanns en måttlig positiv korrelation mellan den totala MA och C90 arean, Pearsons $r = 0,447$ ($p < 0,05$). För att korrelationen ska anses vara signifikant borde Pearsons $r > 0,6$. Detta resultat medför att man inte med säkerhet kan säga att den totala MA korrelerar med C90 arean under tandem-positionen på en tid på 10 sekunder. Däremot är det inte uteslutet att MA har en korrelation med C90 arean under en längre tid. När man tittar på linjärdiagrammet (figur 5) ser man att linjen är växande, men inte tillräckligt snabbt för att den skulle vara statistisk signifikant.



Figur 5. Spridningsdiagram för korrelationen i fråga 2. Värden från tandem position.

Resultatet är inte häpnadsväckande för deltagargruppen i fråga. Alla våra deltagare klarade av att stå så gott som stilla i tandemställningen utan att göra större korrigerande rörelser. Under våra testtillfällen registrerade vi att det var endast ett par som under uppsikt verkade ha svårigheter med att stå i tandem.

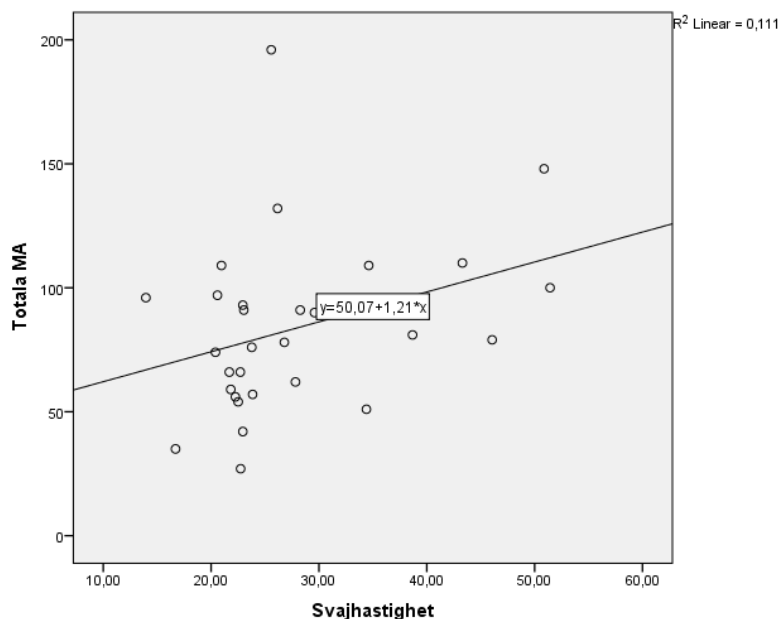
Enligt Donath et al. använder sig seniorer mera av höftpartiets muskler när de korrigerar ställningen vid en statisk balansövning där stödytan är liten, medan yngre personer använder vristernas muskler i större utsträckning. Det borde utföras flera forskning där man studerar bål- och höftmuskulaturens samverkan hos äldre personer eftersom det är många studier som påpekar hur viktigt det är att motverka fallrisken hos seniorer med styrketräning för ben och bål. (Donath et al. 2016 s. 60–61)

Jonsson et al. jämförde i sin studie MA i underbenet under tandem hos aktiva seniorer med personer i arbetsför ålder. Studien påvisade att seniorerna hade större MA i underbenet under den statiska delen än de yngre, vilket tyder på att seniorerna har svårare att stå i tandem. (Jonsson et al. 2005 s. 206)

Smartshortsen mäter endast musklernas aktivitet i fram- och baklår, och har inte mätt MA i både underbenet och i höft- och bålpartiet. Vår studie visar då att MA i fram- och baklåren inte har stor betydelse när det gäller tandemposition. Det skulle vara intressant att veta vilka muskler seniorer oftare använder när de balanserar med en liten stödyta: är det höftpartiets muskler eller underbenets muskler?

Jonsson et al. märkte att både seniorerna och personer i arbetsför ålder hade svårt att fördela tyngden jämt mellan den främre och bakre foten. Båda grupperna hade mera tyngd på den bakre foten. Jonsson et al. diskuterar varför ett sådant fenomen har uppkommit. De spekulerar ifall en bidragande faktor för detta är att man oftast tar ett steg framåt för att uppnå tandem och då förblir tyngden mera på den bakre foten. En annan teori var att ledvinklarna i nedre extremiteten blir i linje med varandra när tyngden är mera på den bakre foten. Synen spekulerar de också att påverkar detta eftersom det kan vara lättare att hålla balansen när man ser den främre foten. (Jonsson et al. 2005 s. 206–207) Som fortsättning till vår studie kunde man undersöka ifall MA i höger och vänster lår skiljer sig från varandra. Finns det en likadan korrelation i lårmuskulaturen som det fanns i Jonsson et al. studie i underbenet?

Det fanns endast en svag korrelation när man jämförde MA och svajhastigheten Pearson $r = 0,333$ ($p > 0,05$). Tidigare nämndes att om Pearsons $r < 0,4$ var det endast en svag korrelation. När man tittar på spridningsdiagrammet (figur 6) ser man att det är en linje som är stigande, men inte tillräckligt stigande för att det ska vara signifikant på något vis. Man kan då spekulera varför det har blivit ett sådant resultat. Det kan vara möjligt att testet inte var tillräckligt utmanade för vår testgrupp, vilket gjorde att de lugnt kunde korrigera deras ställning och på så vis blev inte svajhastigheten hög.



Figur 6. Korrelationen under fråga 3. Värden från tandem position.

Våra instruktioner för det statiska balanstestet skilde sig från de riktlinjer givna för SPPB. Det är egentligen meningen att tidtagandet börjar direkt när personen intar positionen. Däremot ville vi se till att försökspersonen står på rätt ställe och att fötterna är utplacerade korrekt innan tidtagandet började. På det här sättet gick vi miste om den dynamiska balansfasen i delmomenten. Enligt SPPB står försökspersonen inte heller på en balansplatta under testet.

I stort sätt har vår metod och design fungerat väl. Vi hade tydliga anvisningar som gavs åt alla deltagare innan testerna påbörjades. Vi hade övat igenom testen innan de officiella började och såg till att allting fungerade som det skulle. Att utrustningen inte fungerade mellan testerna kunde vi inte rå för. Denna respons kommer vi att föra vidare till tillverkarna av smartshortsen. Trots dessa små problem klarade vi av att utföra testerna till slut och fick den data vi behövde för vår forskning.

Deltagarna ansåg att smartshortsen var lätta (13 deltagare) eller väldigt lätta (11 deltagare) att klä på sig (tabell 4). Vi anser att största nyttan skulle kunna finnas bland neurologiska klienter, till exempel bland personer som lidit av hjärnblödning. För en sådan klientgrupp kan shortsens vara krävande att klä på sig och kännas jobbigt samt tidskrävande för både klienten och fysioterapeuten att använda sig av dem. Inom idrottsvärlden, och andra klienter med problem i stöd- och rörelseorganen, kan shortsens vara till nytta. Man bör ändå

komma ihåg att det är frågan om stora muskelgrupper som man får resultat av och om man vill ha mera specifika resultat bör man använda en annan mätningmetod.

Smartshorts var ihop kopplade med Mbody programmet som i realtid visade MA och tidsintervallen (=laps) (figur 7). Under testerna märkte vi att tidsintervallen förblev endast hela sekunder och därmed inte så exakta som vi skulle ha velat. Ibland kunde det även fördröja någon enstaka sekund innan tidsintervallet sattes igång eller avslutades. Vid TUG-testet kontrollerades tiden samtidigt med ett tidtagarur och vi har använt oss av tidtagarens tid i våra resultat. När man flyttade på tidsintervallet manuellt fick man en noggrannhet på en tiondelssekund och vi fick därmed tiden i tidsintervallen att stämma överens med den tid uppmätt av tidtagarens. Vi ändrade konsekvent tidsintervallets slut från deltagarnas tider. Vi märkte också att inom ett tidsintervall fanns det en så kallad ”grå area” och var alltid en sekund kortare än själva tidsintervallet. Vi flyttade då markören så att gråa arean förblev samma tid som den tiden uppmätt av tidtagarens. Orsaken bakom detta var att data vi överförde till Excel har varit den gråa areans resultat. Enligt bilden nedan (figur 5) är då gråa areans totala MA $96 \mu V$. För att ytterligare klargöra detta använde vi oss av tandempositionen som ett exempel. Personen skulle stå i exakt 10 sekunder enligt HURLabs tidtagarur, och enligt våra justeringar blir då gråa arean 10 sekunder medan tidsintervallet blir 11 sekunder.



Figure 7. Skärmdump av Mbody programmet. Testresultat av en deltagare.

På grund av dessa små justeringar kan vi inte vara säkra på att vi har fått exakt det tidsintervallet vi skulle ha velat ha. Flyttningen av tidsintervallen har varit frågan om någon

enstaka sekund och under observation medan vi flyttade tidsintervallen blev det inga drastiska ändringar i resultaten över muskelaktiveringen. Ergo borde detta inte ha påverkat de slutliga korrelationsresultaten i vår undersökning.

Kontakten mellan sändaren och den bärbara datorn samt Mbody programmet slutade ibland att fungera mellan testerna. I vissa fall bytte vi smartshorts på deltagaren och prövade att byta till en annan sändare för att förhoppningsvis få tillbaka kontakten. Problemet uppstod ofta när personer med bukfetma satte sig ner och väntade på att utföra TUG-testet. Vi antar att magen tryckte på sändaren så att kontakten förlorades. Överlag gick testtillfällena smidigt och deltagarna var ivriga att delta och intresserade av resultaten och testapparaturen.

Seniorerna i testgruppen hade en medelålder på 72,97 år (tabell 1) och vi blev positivt överraskade i hur god kondition deltagarna var i. Med tanke på vår undersökning skulle vi ha behövt mer krävande tester, eller deltagare i sämre skick, för att hitta ett resultat som skulle vara statistiskt signifikant gällande våra forskningsfrågor.

Tidigare forskning enligt Schoene et al. (2013) lämpar TUG-testet bäst för personer som redan har nedsatt funktionsförmåga. Bischoff et. al (2003) har bedrivit en forskning med 65–85 åriga kvinnor och dragit slutsatsen att om TUG-testet varade över 12 sekunder kunde testpersonerna ha funktionssvårigheter i framtiden. I vår undersökning var den längsta uppmätta tiden 12,23 sekunder, medan den snabbaste tiden var 7,56 sekunder. Medeltiden var 9,66 sekunder (tabell 6). Endast en testperson hade en tid över 12 sekunder i vår undersökning.

Tabell 6. Deltagarnas ålder och TUG-testets tid.

	Ålder (år)	TUG-test tid (s)
Medeltal	72,97	9,66
Minimum	66	7,56
Maximum	81	12,23

7 KONKLUSION

I vår undersökning har vi studerat ifall det finns någon korrelation mellan MA i fram- och baklår med hjälp av ett statiskt och ett dynamiskt balanstest. Resultaten var inte statistiskt signifikanta i vår undersökning. Från forskningsfråga 1 har asymmetrin mellan lårmuskulaturen ingen påverkan på prestationstiden. I forskningsfråga 2 har vi en måttlig korrelation Pearson $r = 0,447$ ($p = 0,015$), men är trots den lilla positiva korrelationen inte statistiskt sett signifikant. I forskningsfråga 3 var resultatet inte betydelsefullt Pearson $r = 0,333$ ($p = 0,077$). Medeltalet från den sista forskningsfrågan var 4,17, vilket vi tyder på att det var lätt för seniorer att klä på sig smartshortsen. Vi önskar att det kommer fortsatta studier inom detta ämne, för att se ifall man hittar resultat som är statistiskt signifikanta när det gäller frågan om MA hos seniorer och deras balansförmåga både statiskt och dynamiskt.

KÄLLOR

- Aartolahti, E; Häkkinen, A; Lönnroos, E; Kautiainen, H; Sulkava, R. & Hartikainen, S. 2013, Relationship between functional vision and balance and mobility performance in community-dwelling older adults, *Aging Clinical and Experimental Research*, vol. 25, nr 5, s. 545-552. Tillgänglig: PubMed. Hämtad 19.1.2017.
- Beldjazia, A; Alatou, D. 2016, Precipitation variability on the massif Forest of Mahouna (North Eastern-Algeria) from 1986 to 2010, *International Journal of Management Sciences and Business Research*, vol. 5, nr 3, s 21-28. Tillgänglig: Google Scholar. Hämtad 30.8.2017.
- Bischoff, H; Stähelin, H; Monsch, A; Irvesen, M; Weyh, A; Von Dechend, M; Akos, R; Conzelmann, M; Dick, W & Theiler, R. 2003, Identifying a cut-off point for normal mobility: a comparison of the timed 'up and go' test in community-dwelling and institutionalized elderly women, *Age and Ageing*, vol. 32, nr 3, s. 315-320. Tillgänglig: PubMed. Hämtad 1.2.2017.
- Caruana, E; Roman, M; Hernández-Sánchez, J. & Solli, P. 2015, Longitudinal studies, *Journal of thoracic disease*, vol. 7, nr 11, s. 537-540. Tillgänglig: PubMed. Hämtad 1.2.2017.
- Donath, L; Kurz, E; Roth, R; Zahner, L. & Faude, O. 2016, Leg and trunk muscle coordination and postural sway during increasingly difficult standing balance tasks in young and older adults, *Maturitas*, vol. 91, s. 60-68. Tillgänglig: ScienceDirect. Hämtad 2.2.2017.
- Everett, T. 2010, *Human Movement - An Introductory Text*, I: T. Everett & C. Kell, red. 6. uppl. Elsevier, 268 s.
- Evidence-Based Dentistry*. 2017, Study design III: Cross-sectional studies [www.]. Tillgänglig: <http://www.nature.com/ebd/journal/v7/n1/full/6400375a.html> Hämtad 20.2.2017.
- Finni, T; Wu, M; Kettunen, P; Vilavuo, T. & Cheng, S. 2007, Measurement of EMG activity with textile electrodes into clothing, *Physiological Measurement*, vol. 28, nr 11, s. 1405-1419. Tillgänglig: PubMed. Hämtad 10.1.2017.
- Granacher, U; Gollhofer, A; Hortobágyi, T; Kressig, R.W. & Muehlbauer, T. 2013, The importance of trunk muscle strength for balance, functional performance, and fall prevention in seniors: a systematic review. *Sports medicine*, vol. 43, nr 7, s. 627-641. Tillgänglig: PubMed. Hämtad: 16.1.2017.
- Hassmén, N. & Hassmén, P. 2008, *Idrottsvetenskapliga forskningsmetoder*, Stockholm: SISU Idrottsböcker, 414 s.

- HURLabs. 2010, HUR Labs Tasapaino-ohjelmisto Käyttöohje. Tillgänglig: http://sd7.staatinen.fi/sites/www.hurlabs.com/files/files/balancesoftware_212_fin_manual.pdf Hämtad 21.8.2017.
- Jacobsen, D. 2016, *Förståelse, beskrivning och förklaring. Introduktion till samhällsvetenskaplig metod för hälsovård och socialt arbete*, 2:2 uppl., Lund: Studentlitteratur, 327 s. Tillgänglig: PubMed. Hämtad 2.2.2017.
- Jonsson, E; Seiger, Å. & Hirschfeld, H. 2005, Postural steadiness and weight distribution during tandem stance in healthy young and elderly adults, *Clinical biomechanics*, vol. 20, s. 202-208. Tillgänglig: Ebsco Academic Search Elite. Hämtad 1.2.2017.
- Joutjärvi, T. 2014 *Monikanavaelektrodilla mitattu alueellinen lihasaktiivisuus eri nivelkulmilla isometrisessä tahdonalaisessa ja sähköstimulaatiolla aiheutetussa lihas-työssä*. Biomekanik pro gradu, Jyväskylä: Jyväskylä universitet Tillgänglig: <https://jyx.jyu.fi/dspace/bitstream/handle/123456789/43106/URN%3aNBN%3afi%3ajyu-201403251398.pdf?sequence=1> Hämtad 3.2.2017.
- Kwon, Y; Park, S; Jefferson, J. & Kim, K. 2013, The effect of open and closed kinetic chain exercises on dynamic balance ability of normal healthy adults, *Journal of physical therapy science*, vol. 25, nr 6, s. 671-674. Tillgänglig: PubMed. Hämtad 16.1.2017.
- Mezzarane, R. & Kohn, A. 2009, A method to estimate EMG crosstalk between two muscles based on the silent period following an H-reflex, *Medical Engineering & Physics*, vol. 31, s. 1331-1336. Tillgänglig: ResearchGate. Hämtad 2.9.2017
- Mohapatra, S. & Aruin A. 2013, Static and dynamic visual cues in feed-forward postural control, *Experimental brain research*, vol. 224, nr 1, s. 25-34. Tillgänglig: PubMed. Hämtad 19.1.2017.
- Myontec. 2015, Home [www.]. Tillgänglig: <http://www.myontec.com/en/> Hämtad 18.1.2017.
- Niemenlehto, P-H. 2004, *Tahdonalaisen lihasaktiiviteetin havaitseminen EMG-signaalista neuroverkon avulla*, Datavetenskap pro gradu, Tammerfors: Tammerfors Universitet Tillgänglig: https://tampub.uta.fi/bitstream/handle/10024/92407/Niemenlehto_Pekka.pdf?sequence=1 Hämtad 3.2.2017.
- Reaz, M; Hussain, M. & Mohd-Yasin, F. 2006, Techniques of EMG signal analysis: detection, processing, classification and applications, *Biological Procedures Online*, vol. 8, issue 1, s. 11-35. Tillgänglig: PubMed. Hämtad 19.1.2017.
- Rubenstein, L. 2006, Falls in older people: epidemiology, risk factors and strategies for prevention, *Age and Ageing*, vol. 35 nr 2, s. 37-41. Tillgänglig: PubMed. Hämtad 12.1.2017.

- Sand, O; Sjaastad, Ø. & Haug, E. 2004, *Människans fysiologi*, Stockholm: Liber AB, 600 s.
- Sand, O; Sjaastad, Ø; Haug, E & Bjålie, J. 2006, *Människokroppen – Fysiologi och anatomi*, 5 uppl., Stockholm: Liber AB, 544 s.
- Schmitt, L; Paterno, M & Hewett, T. 2012, The impact of quadriceps femoris strength asymmetry on functional performance at return to sport following anterior cruciate ligament reconstruction, *The Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy*, vol. 42, nr 9 s. 750-759. Tillgänglig: PubMed Hämtad 6.9.2017.
- Schoene, D; Wu, S; Mikolaizak, S; Menant, J; Smith, S; Delbaere, K. & Lord, S. 2013, Discriminative ability and predictive validity of the Timed Up and Go Test in identifying older people who fall: Systematic review and meta-analysis, *Journal of the American Geriatrics Society*, vol. 61, nr 2 s. 202-208. Tillgänglig: Ebsco Academic Search Elite. Hämtad 25.10.2016.
- SENIAM. *The SENIAM project*, Tillgänglig: <http://www.seniam.org/> Hämtad 26.7.2017.
- Spagnuolo, D; Jürgensen, S; Iwama, Ã & Dourado, V. 2009, Walking for the assessment of balance in healthy subjects older than 40 years, *Gerontology*, vol. 56, s. 467-473. Tillgänglig: PubMed Hämtad 7.2.2017.
- SPSS Pikaohjeita, Regressioanalyysi [www.]. Tillgänglig: <http://www.helsinki.fi/~reunamo/opetus/spssohje.htm> Hämtad 2.9.2017.
- Terveyden ja hyvinvoinnin laitos. 2016, Liikkumis- ja toimintakyvyn kyvyn testaaminen [www.]. Tillgänglig: <https://www.thl.fi/fi/web/tapaturmat/iakkaat/kaatumisten-ehkaisy/liikkuminen-ja-toimintakyky/liikkumis-ja-toimintakyvyn-kyvyn-testaaminen> Hämtad 1.2.2017.
- Thomeé, R. 2001, Motorisk kontroll – balans/koordination/teknik, *Svenska idrottsforskning*, nr 3. Tillgänglig: Centrum för idrottsforskning. Hämtad 16.1.2017.
- Tikkanen, O; Sipilä, S; Kuula, A-S; Pesola, A; Haakana, P. & Finni, T. 2015, Muscle activity during daily life in the older people, *Aging Clinical and Experimental Research*, nr 10 Tillgänglig: <http://link.springer.com/article/10.1007/s40520-015-0482-5> Hämtad 26.1.2017.
- TOIMIA, 2014, Mittarit [www.]. Tillgänglig: <http://www.thl.fi/toimia/tietokanta/mittariversio/153/> Hämtad 1.2.2017.
- Vilavuo, T. 2007, *Summaavan EMG-mittauksen käyttö anaerobisen kynnysrajan määrittämiseen ja kestävyysharjoittelun seurantaan*, Biomekanik pro-gradu, Jyväskylä: Jyväskylä Universitet Tillgänglig: https://jyx.jyu.fi/dspace/bitstream/handle/123456789/7217/URN_NBN_fi_jyu-2007295.pdf?sequence=1 Hämtad 3.2.2017.

BILAGOR

Bilaga 1 - Testprotokoll

Balanstest

- HUR balansplatta + dator
- Smartshorts
- Barfota/strumpläst
- Testpersonen har ett försök som registreras.
- Testaren visar positionerna en gång och testpersonen får pröva ställningarna en gång innan testet börjar.

”Balanstestet går ut på tre olika delmoment, fötterna ihop, halvtandem, tandem. I varje position ska man hållas i 10 sekunder för att kunna fortsätta till följande delmoment. Testet avslutas om du inte klarar av att hålla positionen i 10 sekunder. Testet börjar när du har intagit positionen och jag säger ”TESTET BÖRJAR OM 3, 2, 1 NU”. Testet slutar när jag säger ”STOP” varefter du får inta följande position. Fötterna skall under hela testet hållas fast i underlaget, övre kroppen och armarna får göra korrigerande rörelser. Under halvtandem och tandem får du välja vilken fot är framför. Har du några frågor?”

- Fötterna ihop: Inner sidan av fötterna skall röra varandra.
- Halvtandem: Insidan av främre fotens häl skall röra bakre fotens stor tåns första led (MTP- led).
- Tandem: Främre fotens häl skall röra bakre fotens stortå, som om du skulle stå på en lina.

TUG

- En stol med ryggstöd, och armstöd, sitthöjden 42-44cm.
- Smartshorts
- Tidtagarur

- Måttband
- Kon
- Testpersonen har ett försök som registreras.
- Testpersonen skall ha på sig antingen stadiga skor (åtminstone en rem som går runt hälen) eller vara barfota. Detta på grund av halk- och fallrisk.
- Testaren visar en gång vad som skall göras varefter testpersonen får pröva det en gång.

Testet börjar när testpersonen har intagit positionen och testaren säger "TESTET BÖRJAR OM 3, 2, 1 NU".

"TUG testet går ut på att du stiger upp från stolen och går i egen takt och rundar konen från höger sida, varefter du vänder om och går tillbaka och sätter dig ner på stolen. Tidtagandet börjar när ryggen lossnar från ryggstödet och slutar när ryggen rör ryggstödet igen. Har du några frågor?"

Bilaga 2 - Informerat samtycke

SAMTYCKE

Jag har blivit ombedd att delta i en undersökning som utförs av Arcada. Jag har fått muntlig information om undersökningens gång, läst igenom och förstått undersökningens informationsbrev och fått tillfredsställande svar på de frågor jag haft angående undersökningen.

- Jag godkänner mitt deltagande i undersökningen "Förklarande faktorer bakom funktionsförmågetestet Timed Up & Go (TUG) för 65 år fyllda personer" på Arcada. Angående undersökningen ger jag härmed mitt lov till att samla in behövliga uppgifter om mig till forskningsregistret på Arcada. Jag förstår att mitt deltagande i denna undersökning är helt frivilligt. Jag har rätt att när som helst avbryta mitt deltagande i undersökningen och jag behöver inte uppge någon speciell orsak till det. Jag ger tillstånd att den information som samlats in till tidpunkten före annulleringen kan användas i undersökningen. Om jag nekar till undersökningen eller avbryter mitt deltagande i den, påverkar det inte mitt bemötande i fortsättningen. Angående undersökningen på Arcada är ni försäkrad genom yrkeshögskolans försäkring.

Underskrift : _____

Födelsedatum: _____

Förtydligande av namnet: _____

Datum: _____

Det bekräftade samtycket har emottagits av: _____

Förtydligande av namnet: _____

Datum: _____