

Mätning av smarttextilernas reliabilitet över tid

Dagny Bengs

EXAMENSARBETE	
Arcada	
Utbildningsprogram:	Fysioterapi
Identifikationsnummer:	5492
Författare:	Dagny Bengs
Arbetets namn:	Mätning av smarttextilernas reliabilitet över tid
Handledare (Arcada):	Ira Jeglinsky-Kankainen
Uppdragsgivare:	Arcada
<p>Sammandrag:</p> <p>Användning av tekniska kläder har blivit allt vanligare inom idrott, men inom fysioterapi har tekniska kläder inte ännu använts i stor grad. Yrkeshögskolan Arcada har inlett ett projekt där målet är att mäta om smartshortsen (Myontec Oy) kan användas för att mäta muskelaktivitet trovärdigt och noggrant. Detta examensarbete är ett delprojekt i Arcadas mera omfattande projekt. Smartshorts mäter muskelaktivitet (EMG) från lårmuskulaturen och möjliggör EMG mätning utanför laboratorieförhållanden. Undersökningens syfte är att mäta smartshortsens mätresultats trovärdighet och noggrannhet under trappgång och i huksittande hos friska personer i arbetsför ålder. Meningen är att utreda om shortsen kan användas som mätinstrument inom rehabilitering. Undersökningens metod design är test-retest. I undersökningen deltog 35 friska personer i arbetsför ålder. I analysen jämfördes testpersonernas första och andra mätresultat med varandra. Dessa resultat analyserades med hjälp av Pearsons korrelation koefficient, intraklass korrelation koefficient (ICC) och standardavvikelse (SD). Resultaten visar medelmåttlig upprepbarhet i trappgång neråt (ICC 0.78) och upprepade hukningar (ICC 0.81) och svag upprepbarhet i trappgång uppåt (ICC 0.67). Endast få personer fick SD över 5 %, vilket är ett gott resultat. Även om testsituationen var noggrant standardiserad, kan följande variabler påverka resultaten: kontakten mellan shortsen och datorn samt kontakten mellan elektroderna och huden, hur bra shortsen sitter och testpersonernas biologiska egenskaper. Resultaten indikerar att smartshortsen i framtiden kan användas som ett hjälpmedel inom rehabilitering, för att jämföra muskelaktiviteten i höger och vänster nedre extremiteter. Det behövs mera undersökningar med olika målgrupper för att kunna avgöra om smartshortsen kan användas som ett mätinstrument inom fysioterapi.</p> <p>En sammanfattning av examensarbetet har publicerat i Journal of sport rehabilitation. Den kan läsas på http://journals.humankinetics.com/doi/abs/10.1123/jsr.2017-0019</p>	
Nyckelord:	Smartshorts, muskelaktivitet (EMG), reliabilitet, tekniska kläder, Myontec, Mbody
Sidantal:	43
Språk:	Svenska
Datum för godkännande:	

DEGREE THESIS	
Arcada	
Degree Programme:	Physiotherapy
Identification number:	5492
Author:	Dagny Bengs
Title:	Measuring smartshorts reliability over time
Supervisor (Arcada):	Ira Jeglinsky-Kankainen
Commissioned by:	Arcada
<p>Abstract:</p> <p>The use of technical clothes is increasing all the time, however, technical clothes haven't been used in a large scale within physiotherapy. Arcada, the University of Applied sciences, has started a project to measure if the smartshorts (Myontec Oy) can be used to measure the reliability and precision in muscle activity. This project is a part of a bigger project done in Arcada. The smartshorts' measure muscle activity (EMG) from thigh muscle area and make EMG measuring outside laboratory facilities possible. The aim of the research is to measure reliability and accuracy under stair ascent and descent and repeated unloaded squats within healthy working population to see if the shorts can be used in rehabilitation. The method design was test-retest method. 35 healthy subjects took part in the research. The results of the first and the second measure on one testperson were compared with each other. These results were analysed with the help of Pearsons correlation coefficient, intraclass correlation coefficient (ICC) and standard deviation (SD). The results show mediocre repeatability in stair ascent (ICC 0.78) and repeated squats (ICC 0.81) and low repeatability in stair descent (ICC 0.67). Standard deviation show good results with only few subjects that got SD over 5%. Even though the test situation was carefully standardized, some variables such as the contact between the shorts and the computer, contact between the electrodes and the skin, how well the shorts fit and biological hereditary of the subjects might have effect on the results. Smartshorts may in the future be used in rehabilitation for example as an aid to compare muscle activity of the left and right leg. However, further research is needed with different target groups to define if the smartshorts can be used as a measurement tool in physiotherapy. A summary of the thesis can be found in peer-reviewed magazine: Journal of Sports Rehabilitation: http://journals.humankinetics.com/doi/abs/10.1123/jsr.2017-0019</p>	
Keywords:	Smartshorts, electromyography (EMG), reliability, technical clothes, Myontec, Mbody,
Number of pages:	43
Language:	Swedish
Date of acceptance:	

OPINNÄYTE	
Arcada	
Koulutusohjelma:	Fysioterapia
Tunnistenumero:	5492
Tekijä:	Dagny Bengs
Työn nimi:	Älyvaatteiden luotettavuuden mittaaminen ajan suhteen
Työn ohjaaja (Arcada):	Ira Jeglinsky-Kankainen
Toimeksiantaja:	Arcada
<p>Tiivistelmä:</p> <p>Teknisten vaatteiden käyttö mittausvälineenä on yleistynyt urheilussa, mutta fysioterapiassa ne eivät ole vielä laajassa käytössä. Ammattikorkeakoulu Arcada on käynnistänyt projektin, jonka tavoitteena on tutkia, soveltuvatko älyshortsit (Myontec Oy:n) lihasaktiivisuuden luotettavaan ja tarkkaan mittaamiseen. Tämä opinnäytetyö on osa Arcadan laajempaa projektia. Älyshortsit mittaavat lihasaktiivisuutta reisilihaksistosta ja mahdollistavat EMG-mittauksen laboratorion ulkopuolella. Tutkimuksen tavoitteena on mitata älyshortsien mittaustulosten luotettavuutta ja tarkkuutta porraskävelyssä ja toistokyykistymisessä terveillä työikäisillä ihmisillä, jotta saadaan selvitettyä, voiko shortseja käyttää mittausvälineenä kuntoutuksessa. Tutkimusmenetelmänä käytettiin testi-uusintatestiä. Tutkimukseen osallistui 35 testihenkilöä, jotka suorittivat testit kahdesti. Testihenkilöiden ensimmäisen ja toisen mittauskerran tuloksia verrattiin keskenään. Tulokset analysoitiin Pearsonin korrelaatiokertoimen, luokansisäisen korrelaation (ICC) ja keskihajonnan (SD) avulla. Tulokset osoittavat keskinkertaista toistettavuutta porraskävelyssä alaspäin (ICC 0.78) ja toistokyykistymisessä (ICC 0.81) sekä heikkoa toistettavuutta porraskävelyssä ylöspäin (ICC 0.67). Vain muutamilla henkilöillä keskihajonta oli yli 5%, mikä on hyvä tulos. Vaikka testit olivat hyvin vakioituja, on mahdollista, että seuraavat seikat voivat vaikuttaa tuloksiin: yhteys shortsien ja tietokoneen välillä, yhteys elektrodien ihokontaktissa, shortsien istuvuus ja testihenkilöiden biologiset ominaisuudet. Tulevaisuudessa älyshortseja voi mahdollisesti käyttää mittausvälineenä kuntoutuksessa esimerkiksi vasemman ja oikean alaraajan lihasaktiivisuuden vertaamisessa. Enemmän tutkimuksia eri kohderyhmillä tarvitaan, jotta voidaan todeta, voiko älyshortseja käyttää mittauslaitteena fysioterapiassa. Tiivistelmä opinnäytetyöstä on julkaistu vertaisarvioidussa Journal of Sports rehabilitation -lehdessä, se löytyy osoitteesta: http://journals.humankinetics.com/doi/abs/10.1123/jsr.2017-0019</p>	
Avainsanat:	Älyshortsit, lihasaktiivisuus (EMG), luotettavuus, tekniset vaatteet, Myontec, Mbody
Sivumäärä:	43
Kieli:	Ruotsi
Hyväksymispäivämäärä:	

INNEHÅLL

1	Inledning.....	8
2	Bakgrund.....	9
2.1	Neuromuskulära systemet	9
2.2	Elektromyografi EMG	11
2.2.1	<i>EMG mätmetoder.....</i>	<i>11</i>
2.2.2	<i>EMG mätningens reliabilitet och validitet</i>	<i>13</i>
2.2.3	<i>Textil elektroder.....</i>	<i>13</i>
2.3	Trappgång.....	14
2.3.1	<i>Trappgång uppåt.....</i>	<i>15</i>
2.3.2	<i>Trappgång neråt.....</i>	<i>17</i>
2.4	Hukning	18
2.5	Tidigare forskning.....	20
3	Syfte och frågeställning.....	21
4	Metod.....	22
4.1	Material och design	23
4.1.1	<i>Testpersonerna</i>	<i>23</i>
4.1.2	<i>Design.....</i>	<i>24</i>
4.2	Datainsamling	26
4.3	Data-analys	27
4.4	Etiska överväganden.....	27
5	Resultat	28
6	Diskussion	33
6.1	Resultat diskussion	33
6.2	Metoddiskussion	35
6.3	Studiens relevans för arbetslivet.....	37
7	Konklusion.....	38
	Källor	40
	Bilagor	44

Figurer

Figur 1. Skelettmuskelns uppbyggnad (Sand et al. 2012 s.238)

Figur 2. Gångfaserna i trappgång uppåt (Everett & Kell 2011 s.186)

Figur 3. Gångfaserna i trappgång neråt (Everett & Kell 2011 s. 188)

Figur 4. Hukning excentrisk fas. Fotograf Marinella Laaksonen 2016

Figur 5. a) Smartshortsen (Mbody) bild framifrån. Fotograf Dagny Bengs 2016.

b) Smartshortsen (Mbody) bakfram. Fotograf Dagny Bengs 2016.

Figur 6. Pearsons korrelation koefficient, vänster fots procentuella (%) muskelaktivitet mellan första och andra mätningen hos testpersonerna (N=34) i trappgång neråt.

Figur 7. Pearsons korrelation koefficient, vänster fots procentuella (%) muskelaktivitet mellan första och andra mätningen hos testpersonerna (N=34) i trappgång uppåt.

Figur 8. Pearsons korrelation koefficient, vänster fots procentuella (%) muskelaktivitet mellan första och andra mätningen hos testpersonerna (N=34) i upprepade hukningar.

Tabeller

Tabell 1. Testpersonernas (N=34) bakgrundsinformation (ålder, längd och vikt).

Tabell 2. Vänster lårmuskelns procentuella muskelaktivitet (EMG) i olika dagliga aktiviteter, och upprepbarheten mellan första och andra mätningen hos testpersonerna (N=34).

Tabell 3. Vänster lårmuskelns procentuella muskelaktivitet (EMG) i vänster nedre-extremitet hos testpersonerna (N=34), delat enligt kön.

Tabell 4. Intraklass korrelation koefficient (ICC) av vänster lårmuskelns procentuella muskelaktivitet (EMG) i vänster nedre-extremitet i upprepade mätningar i olika ADL aktiviteter mellan kön hos testpersonerna (N=34).

FÖRORD

Jag vill speciellt tacka min handledare Ira Jeglinsky-Kankainen, som har gett mycket bra råd och lärt mig mycket om att göra forskning. Jag vill också tacka Jyrki Kettunen som hjälpt mig mycket med att förstå och tolka statistik och lärarna Joachim Ring och Thomas Hellsten som hjälpt till under arbetet.

Ett stort tack till alla skolans studerande och lärare som ställde upp som testpersoner, utan er skulle inte undersökningen blivit av.

Jag vill också tacka min familj och vänner som hjälpt mig med detta arbete och även kämpat på då det inte framskridit.

Helsingfors 20.5.2016

Dagny Bengs

1 INLEDNING

Människans levnadsätt har ändrats under senaste årtionden radikalt. Sittande har blivit allt mer vanligt medan arbetet har blivit fysiskt mindre ansträngande. (Helajärvi et al. 2013) Vardagsmotion är hälsofrämjande och borde vara en del av allas vardag. Med vardagsmotion menar man det man rör på sig i vardagen utan att träna t.ex. ta trappor istället för hiss, gå hem från butiken istället för att åka buss (Käypä hoito –suositus 2016). Hälsoeffekterna är bland annat minskad risk för kranskärslsjukdom, diabetes typ 2, högt blodtryck hjärt- och kärlsjukdomar, osteoporos. Motion främjar också mentalt välmående genom att lindra på depression och ångest symptom. Samtidigt som vardagsmotionen har minskat under de senaste åren har riskerna med att sitta mycket blivit mer uppmärksammade och varit under diskussion. WHO (World Health Organisation) har i sin rapport år 2009 skrivit att inaktivitet och brist på motion är fjärde största riskfaktorn för en förtidig död (World Health Organisation 2010). Enligt institut för hälsa och välfärds (THL) undersökning har vuxnas frivilliga träning ökat, men vardagsmotionen minskat (Helldán & Helakorpi 2015).

Teknologin och olika mätinstrument i att mäta kroppen har blivit allt mer vanliga: pulsklocka och aktivitetsmätare är i vardaglig användning hos flera människor. På arbetsplatser har man också gjort olika försök med att ha justerbara bord, så att jobbet kan skötas stående. (Työterveyslaitos) I fysioterapin mäter man rörelseomfång, muskelkraft, aerobisk kondition och gör observationer om t.ex. gång och rörelseförmåga. Tekniska kläder som mäter musklernas elektriska aktivitet (EMG) är en ny teknologisk uppfinning. Det har använts och studerats hos idrottare, men också i att mäta musklernas aktivitet vid vardagliga aktiviteter så som trappgång. Skulle EMG mätning av lårmusklernas aktivitet kunna användas till fysioterapeutisk hjälp, då t.ex. trappgång ofta görs som en observation? Inom fysioterapi är det viktigt att hitta nya sätt att mäta muskelaktivitet hos olika klientgrupper. Tekniska kläder har använts i någon mån inom fysioterapin, men det är ett område som behöver studerats mer för att hitta pålitliga sätt att göra det på. Yrkeshögskolan Arcada har inlett ett projekt där målet är att studera om man kan använda Myontec Oy:s tekniska shorts till att mäta muskelaktivitet trovärdigt och noggrant.

2 BAKGRUND

Muskelbalansen och muskelstyrkan har en stor betydelse i vår fysiska funktionsförmåga. Störningar i stöd- och rörelseorganen leder ofta till muskelobalans. I fysioterapin strävar man efter att bättra och upprätthålla muskelstyrkan och muskelbalansen i rehabilitering av problem i stöd- och rörelseorganen. (Everett & Kell 2011 s. 189)

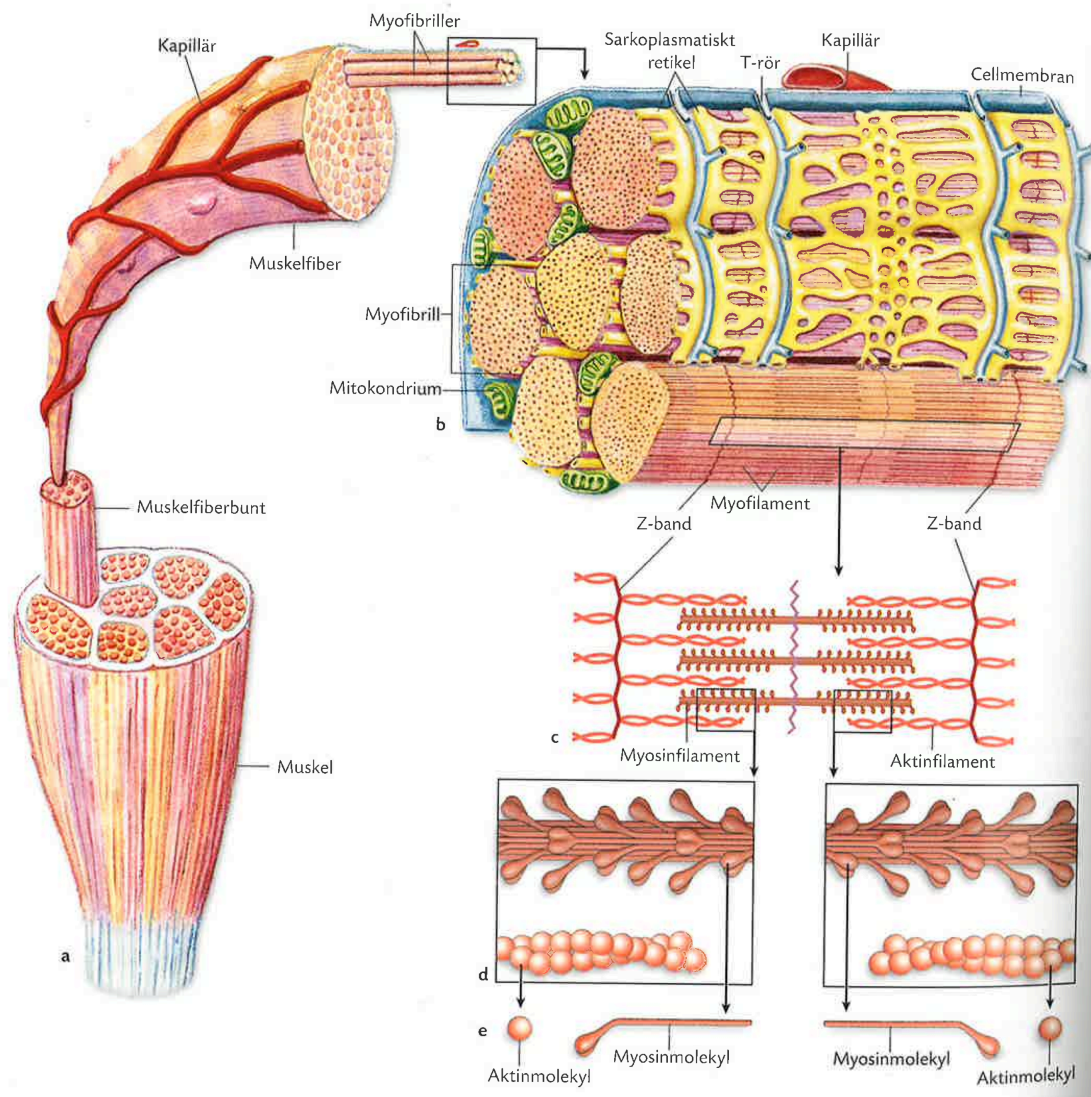
2.1 Neuromuskulära systemet

Då skelettmuskulerna drar ihop sig och kontraherar sker det en komplicerad process som ofta leder till en rörelse i någon led. Nedan beskrivs kort muskelarbete, för djupare insikt av muskelarbete se Sand et al. 2012.

Skelettmuskler består av flera muskelfiberbuntar, vilka består av flera muskelfibrer och en muskelfiber består av flera myofibriller. Myofibrillerna är tunna muskelceller som går genom hela muskeln, de består av myofilament, som består av proteinerna aktin och myosin (se figur 1). Myofilamenternas glidning mellan varandra är grunden för muskelkontraktion. (Sand et al. 2012 s. 256)

En motorisk enhet består av en nervcell (motorneuron) och alla muskelfibrer som nervcellen inriver. Muskelfibrernas mängd i en motorisk enhet beror på hur noggranna rörelser muskeln utför och kan variera från några få till flera tusen. Storleken på motoriska enheterna beror på storleken av motorneuronen; desto större nervcell, desto större motorisk enhet. (Sandström & Ahonen 2011 s.106). Muskelkraften beror på hur många motoriska enheter aktiveras samtidigt. De minsta motoriska enheterna kontraherar först och fler motoriska enheter tillkommer med ökad kraft. (Sand et al. 2012 s.262)

Sandström och Ahonen skriver att musklernas kraftproduktion beror på tre saker: 1. Aktiva motoriska enheternas gradvisa ökning eller minskning. 2. Frekvensen av stimuli som kommer till motoriska enheter, 3. Motoriska enheternas simultiga aktivering. (Sandström & Ahonen 2011 s.108)



Figur 1. Skelettmuskelnns uppbyggnad. (Sand et al. 2012 s.238)

För att en muskel ska kunna kontrahera, behövs en aktionspotential som skickar information längs nervcellerna till muskeln att kontrahera, då tröskelvärdet för en impuls överstiger. Aktionspotentialen grundar sig på koncentrationsskillnaden mellan cellens yttre och inre sida. (Sand et. al 2012, s.93)

Aktionspotentialen är alltid lika stor oberoende av hur stor stimulus är, muskelns kontraktionskraft beror på mängden och frekvensen av aktionspotentialerna och på mängden motoriska enheter som aktiveras. (Sandström & Ahonen 2011 s.108)

2.2 Elektromyografi EMG

Vid musklernas motoriska enheter startar acetylkinolin en kemiskreaktion som leder till aktionspotential och muskeln kontraherar. Spänningen som sker i muskeln kan mätas med myoelektrisk signal. Elektromyografi (EMG) är sättet att mäta spänningsförändringarna i muskeln. EMG mäter musklernas elektriska aktivitet. (Vilavuo 2007 s.17) EMG mätningar har använts mest i undersökningssyfte bl.a. för att mäta muskelaktivitet vid styrkemätningar, för att kartlägga muskelns aktivitet vid någon prestation, kartlägga och diagnostisera neuromuskulära problem, vid protestillverkningen och för att undersöka ergonomi. Nya mättekniker har gjort EMG mätningen lättare och möjliggör mätningar utanför laboratoriet i olika förhållanden, det möjliggör också användning av EMG mätningar i t.ex. idrottsprestationer eller vid rehabilitering. (Joutjärvi 2014 s.18)

EMG blev uppfunnet redan år 1849 av Dubois-Raymand och första EMG-mätningen gjordes år 1890 av Marey. Mätningarna och mätinstrumenten har utvecklats mycket under senaste årtionden. (Joutjärvi 2014 s.18)

2.2.1 EMG mätmetoder

EMG kan mätas med olika mätmetoder. Mätmetoderna är nål- eller trådelektroder, som mäter rakt från muskeln eller ytelektroder som fästs på huden. Ytelektroderna mäter endast de ytliga musklerna och kallas därför ytelektromyografi. (Joutjärvi 2014 s.19) Textilelektroder är en form av ytelektroder.

Ytelektroderna mäter muskeln på ytan och de är smärtfria att använda. De mäter EMG över muskler och muskelgrupper, vilket ofta är till nytta då man undersöker funktionella rörelser. (Everett & Clare 2011 s. 239) Ytelektroderna mäter flera motoriska enheternas summerade aktivering och ger en bredare bild av muskelns aktivitet än nålelektroderna. (Joutjärvi 2014 s.19)

Ytelektroder kan delas in i polariserade och icke polariserade och våt- eller torrelektroder, beroende på tillverkningsmaterial och tillverkningsteknik. De mest använda ytelektroderna är gjorda av en blandning av silver och klorid (Everett & Clare 2011 s. 239). Silver-klorid blandningen är nästan opolariserad och den har minst störningar mellan elektrodytan och gel ytan, jämfört med andra metallektroder. (Joutjärvi 2014 s. 24).

Det finns ytelektroder med antingen mono- eller bipolära konfiguration. Bipolära konfigurationen rekommenderas vid EMG mätning med ytelektroder. Bipolar konfiguration betyder att man fäster två elektroder mot huden och att man har en kontroll elektrod fäst på ett ställe med möjligast lite elektrisk störning. Kontroll elektroden ska vara placerad så att elektriska signaler från mätbara muskeln inte når kontroll elektroden. Bipolära mätningar går ut på att störningssignalerna blir bort filtrerade då båda elektrodernas information jämförs. (Vilavuo 2007 s.21)

För att minska på störningar vid mätningen är det viktigt att huden är fri från hårstrån, döda hud celler och att den är ren innan ytelektroderna fästs på huden (SENIAM 2015). Riktlinjer för ytelektrodernas placering, läge och storlek har getts via SENIAM (Surface Electromyography for Noninvasive Assessment of Muscles), ett europeiskt projekt av kartläggning av ytelektromyografi (surface electromyography). SENIAM rekommenderar användningen av bipolära sensorer, som är silver eller silver-klorid och har en gel yta färdigt. (SENIAM 2015).

EMG-mäter muskelaktiviteten och längden på muskelaktiviteten. För att få ut de värden man vill ha från EMG måste de först processeras på olika sätt. Mätvärdena i EMG kommer först som rå värden, de måste förstärkas och bearbetas före värdena är rätta och går att tolka. Det finns flera olika sätt att bearbeta EMG på. (Vilavuo 2007 s.23) EMG informationen måste först rensas från olika störningar och t.ex. brus kan förekomma i signalen, efter rensningen kan EMG signalen bearbetas på olika sätt för att få fram den informationen man vill ha. (Joutjärvi 2014 s.28)

2.2.2 EMG mätningens reliabilitet och validitet

Monopolära EMG-mätningar får lättare problem och störningar, därför föredrar man användningen av bipolära EMG-mätningar (Joutjärvi 2014 s.24). SENIAM rekommenderar också användning av enbart bipolära mätningar (SENIAM 2015).

Andra muskler i närheten av muskeln man mäter kan också kontrahera vilket kan leda till störningar i EMG-mätningen s.k. cross-talk, då mätningen får signaler också från andra muskler. Elektroden ska fästas på samma sida om nervinnervationsområde för att undvika två likadana monopolariska signalers registrering, vilket skulle leda till att signalerna skulle upphäva varandra. Olika störningar kan också förekomma vid EMG mätningar. Störningarna kan exempelvis vara störningar från elektriska fält, ljudstörningar, om det blir rörelse mellan elektroden och muskeln eller från annan rörelse, störningar från någon annan vävnad bredvid mätområde eller störningar i mätkablarna. (Vilavuo 2007 s.18)

2.2.3 Textil elektroder

EMG mätningar i undersöknings sammanhang har främst gjorts i laboratorie förhållande på grund av tung utrustning, mycket sladdar och för att noggranna förberedelser för huden har krävts vid användning av ytelektroder. (Finni et al. 2007)

Textilelektroder som har elektroden insydda i kläder har gjort det lättare att mäta EMG i olika förhållanden och har gjort det möjligt att göra undersökningar också utanför laboratoriet. Det möjliggör undersökningar i mera normala alldagliga situationer och platser. Elektroden insydda i kläderna ger också en möjlighet att mäta EMG över ett större område, än med ytelektroder (Finni et al. 2007). Textilelektroden har använts främst inom idrott men har potential till användning bl.a. till rehabilitering och ergonomi (Myontec 2015).

Finni et al. kom fram i sin studie (2007) som jämförde yt EMG med textilelektroder, att EMG mätningen från shorts är lika eller till och med mera pålitligt än EMG mätning med traditionella ytelektroder. (Finni et al. 2007)

2.3 Trappgång

I detta arbete undersöks sensortextilers reliabilitet i trappgång uppåt och neråt hos friska människor. Trappgång valdes som undersökningsobjekt, då det är en vardaglig rörelse som alla kan, men som ändå kräver muskelaktivitet. Trappgång är en säker rörelse att utföra och skaderisken är liten för friska människor. I rehabilitering efter till exempel knäoperation görs trappgång ofta som en teströrelse. Trappgång analyseras oftast subjektivt enbart med ögat. I undersökningen är det meningen att se om sensorshortsen är reliabla och i framtiden användas som ett hjälpmedel inom rehabilitering, för att få en objektiv mätare till att mäta till exempel skillnader i höger och vänster ben.

Fast trappgång inte normalt anses som träning har Tikkanen et al. (2012), i sin undersökning om muskel -aktivitet och -inaktivitet vid normalt dagligt liv, kommit fram till att trappgång ger EMG värden på över 20 % jämfört med frivillig maximal muskelkontraktion, MVC (maximal voluntary contraction). (Tikkanen et al. 2012)

Trappgång är en komplicerad rörelse att utföra, fast det är en vardaglig och mycket använd rörelse. Brister i teknik kan förekomma speciellt om trötthet kommer med i bilden. Vanliga fel i trappgång är att knäet viks inåt, foten pekar utåt eller höften ger efter. Felen i tekniken orsakar brist på kraftutvecklingen och gör trappgången svårare och risken för skador ökar. (Sandstöm & Ahonen 2011 s.324-326)

Trappgång har inte studerats så mycket, jämförbarheten med olika studier är inte lätt då trapphöjden, -längden och gånghastigheten påverkar resultaten (Liikavainio 2004 s.14).

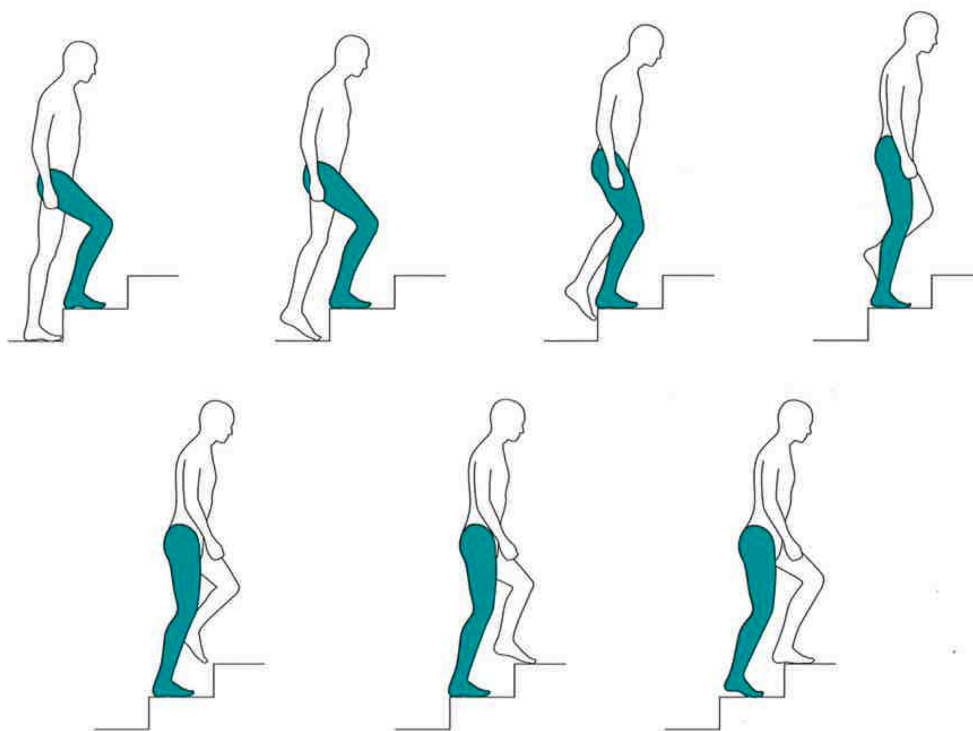


Figure 11.9 The pattern of movement in stair climbing.

Figur 2 Gångfaserna i trappgång uppåt (Everett & Kell 2011 s.186)

2.3.1 Trappgång uppåt

Trappgång kan delas in i liknande faser som gången, stödfasen är dock längre än i gången (Liikavainio 2004 s.14). Trappgången uppåt delas in i en stå fas, en pendelfas och en fas med båda benens stöd, se figur 2. Stå fasen framskrider från att ena foten är på övre trappan, vikten flyttas uppåt då höft och knä extenserar (sträcks ut), via en fots stöd, till sväng fasen då andra foten böjs och stiger upp på andra trappan. (Everett & Kell 2011 s. 186)

Trappgång uppåt börjar med stå fasen, då ena foten är på trappsteget ovanför. Vid stå fasen då foten får vikt på sig aktiveras extensorerna i höften (M. gluteus maximus, M. semitendinosus, M. semimembranosus, M. biceps femoris) och knä (M. quadriceps M. tensor fasciae latae) koncentriskt för att sträcka foten och få kroppens vikt uppåt. Vadens muskler (M. gastrocnemius och M. soleus) arbetar också för att få tibia (skenbenet) bakåt på talus (hälbenet). Höft abduktorer (M. gluteus maximus & M. gluteus medius)

aktiveras på stöd foten vid en fots stående för att hindra höften från att droppa ner (s.k. trendelenburg). Knäets extensorer (M. quadriceps femoris) jobbar isometriskt i slutet av stå fasen då kroppsvikten är endast på ena benet, för att hålla knäleden stabil när kroppsvikten skjuts framåt. Vristens plantarflexorer (M. gastrocnemius och M. soleus) aktiveras i sista skedet av stå fasen då det kontraheras vid vristens plantar flexion. (Everett & Kell 2011 s. 186-187)

Sväng fasen börjar med att flexorerna i höftleden (M. iliopsoas , M. rectus femoris, M. sartorius, M. pectineus), knäleden (M. semitendinosus, M. semimembranosus, M. biceps femoris, M. gastrocnemius) och vristens dorsalflexorer (M. tibialis anterior, M. extensor digitorum longus) kontraherar för att få svängande foten upp till trappan ovanför. I mitten av sväng fasen är knä flexorerna inte mera kontraherade eftersom höftflexorerna är tillräckligt kontraherade för att foten ska ha utrymme att stiga till nästa trappa. Knäets extensorer kan ha excentrisk muskelaktivitet för att undvika knäets flexion. Foten är ordentligt ovanför trappan för att undvika att stöta foten i trappan. I slutet av pendel fasen extenderar höften en aning med att höftens flexorer aktiveras koncentriskt för att släppa foten ner till trappsteget. Vristens dorsal flexorer arbetar isometriskt genom pendelfasen, för att undvika att tårna stöter i trappsteget, i slutet av pendelfasen jobbar vristens dorsalflexorer excentriskt för att sänka foten till trappan. (Everett & Kell 2011 s. 186-187)

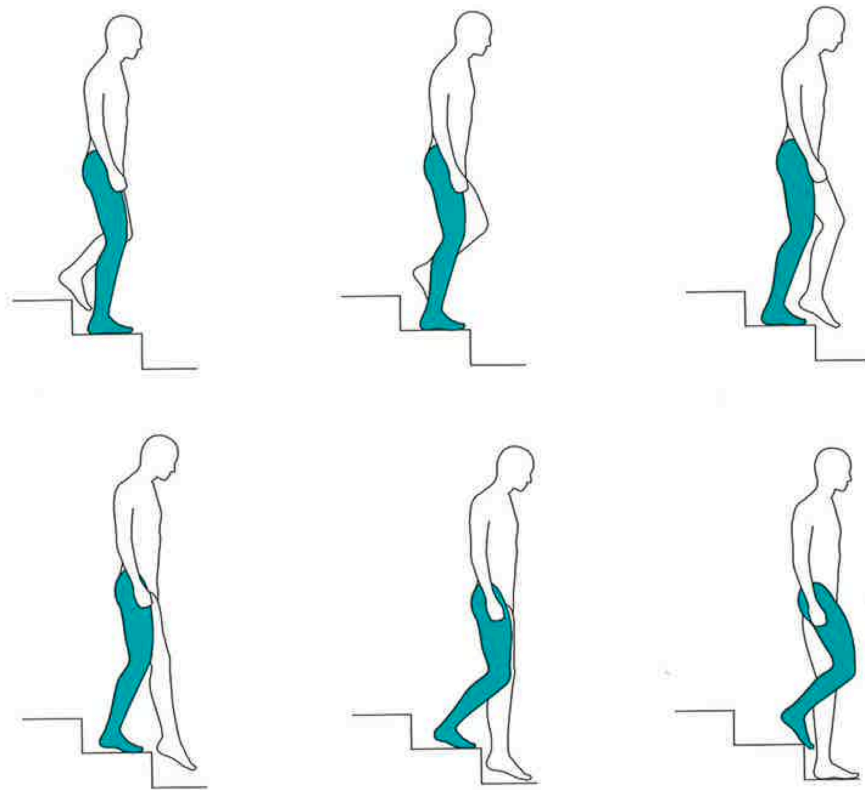


Figure 11.10 The pattern of movement in stair descent.

Figur 3 Gångfaserna i trappgång neråt (Everett & Kell 2011 s. 188)

2.3.2 Trappgång neråt

Trappgång neråt delas i liknande faser som trappgång uppåt; i en stå fas och en pendel fas, se figur 3. Vid trappgång neråt är det mera bromsande excentriskt arbete i musklerna än i trappgång uppåt.

Stå fasen delas ännu in i en viktmottagnings och neråtgående fas. I viktmottagnings fasen jobbar vristens plantarflexorer (M. gastrocnemius & M. soleus) excentriskt, då vristen går från plantarflexion till neutralt läge. Höft- och knä- extensorerna jobbar excentriskt för att bromsa och fungera som stötdämpare då foten kommer på trappan. Höften är i liten flexion och knä kan ha upp till 50° flexion. M. quadriceps aktiveras koncentriskt för att sträcka knä. M. tibialis anterior kontraherar samtidigt med vristens plantarflexorer för att kontrollera vristens ställning. (Liikavainio 2004 s. 14)

I neråtgående fasen då kroppsvikten flyttas neråt aktiveras mest M. quadriceps, men också vristens plantarflexorer och höftens extensorer, för att kunna kontrollerat böja höft- och knäleden. Vristens plantar flexorer kan aktiveras för att hindra att vristens dorsalflexion översträcks. Höft abduktorer på stående fotens sida är kontraherade för att hindra höften från att droppa och för att flytta bålen framåt över stående foten. (Everett & Kell 2011 s.187-188)

I sväng fasen i trappgången neråt måste nedrextremiteten stiga från den högre trappan och svänga framåt och neråt tills det blir tur för foten att sättas ner före nästa gångcykel kan starta. Höft och knä flexorerna arbetar koncentriskt för att lyfta foten från trappan och föra hela nedrextremiteten framåt. Höft flexorerna arbetar koncentriskt när höften sträcks mot trappan samtidigt som höftens extensorer aktiveras excentriskt för att bromsa knäets extension. Vristens dorsalflexorer aktiveras excentriskt för att vristen går över till plantar flexion för att ta emot vikten. Svängande nedrextremitetens höft abduktorer aktiveras för att undvika att höften droppar. (Everett & Kell 2011 s.187-188)

2.4 Hukning

Hukning är en mångsidig rörelse som involverar höft-, knä- och vrist leden och aktiverar en stor del av nedre extremitetens muskler. Hukning valdes med som en rörelse i undersökningen, då den används ofta för att analysera nedre extremiteternas funktion och rörelse i rehabilitering. Den används också som teströrelse i Orton i Helsingfors vid undersökning av ACL patienter.

Hukningen kan delas in i en excentrisk (neråtgående) fas, en stå fas och en koncentriskt (uppåtgående) fas (Jerome et al. 1997). Jerome et al. undersökte i sin studie (1997) EMG aktiviteten av nedre extremitetens muskler under en hukning. Musklerna som undersöktes var M. gluteus maximus, hamstrings, M. quadriceps och M. gastrocnemius. (Jerome et al. 1997) Hamstring musklerna är muskelbunten som ligger på bakre låret och består av tre olika muskler; M. biceps femoris, M. semitendinosus och M. semimembranosus (Bojse-Møller 2009 s.271-272). Quadriceps är muskeln på lårets framsida

som utgörs av fyra delar; M rectus femoris, M. vastus medialis, M. vastus lateralis och M.vastus intermedius (Bojse-Møller 2009 s.267).

I hukningens excentriska fas, se figur 4, är det i början mycket liten muskelaktivitet i nedre extremiteten då dragningskraften för kroppen neråt. M. quadriceps aktiveras i neråt gående fasen mest. M. vastus medialis obliquus och M. vastus lateralis ökar aktiveringen, nära ”stå fasen” minskar aktiveringen, för att sedan öka igen då koncentrisk fasen börjar och kroppen börjar röra sig uppåt. M. rectus femoris aktiveringsmönster skiljer sig från M. quadriceps andra delar, den ökar stadigt i excentriska fasen för att sedan minska när koncentrisk fasen börjar. M. rectus femoris går över både knä- och höftleden, den kan vara därför aktiveringen minskar då höften börjar sträckas, för att inte motverka det med att flektera höftleden. Hamstring och M. gluteus maximus aktivering är betydligt lägre än M. quadriceps aktivering under hela hukningen. M. gluteus maximus aktiveras vid början av koncentrisk fasen då kroppen ändrar riktning uppåt, för att sedan minska igen. Hamstring har ett liknande aktiveringsmönster än M. gluteus maximus under hukningen. M. gastrocnemius hade en liten aktivering under hela hukningen, med största aktivering under excentriska fasen med knäleden i 60-90° vinkel. (Jerome et al. 1997)



Figur 4. Hukning excentrisk fas. Fotograf Marinella Laaksonen 2016

2.5 Tidigare forskning

Tidigare forskning har sökts på databaserna google scholar, academic search elite (EBSCO), pedro och pubmed. Sökorden som användes var: EMG, electromyography, myontec, smartshorts och olika kombinationer av orden. En del forskningar har hittats genom manuell sökning på referenssidor.

EMG har tidigare studerats mycket, då till exempel muskelkraft och muskelaktivitets studerats. Tekniska kläder har gjort det möjligt att undersöka muskelaktivitet också utanför laboratorieförhållanden för att till exempel mäta musklernas aktivitet under dagliga sysslor. Myontecs shorts med fastsydda textilelektroder har undersökts i idrotts-sammanhang med undersökningar på löpband och under fotbollsmatcher. De har också gjorts en del undersökningar som har mätt människornas dagliga muskelaktivitet och olika interventioner om att följa med dagliga aktiviteten och öka på den har gjorts. Inom fysioterapi har inte undersökaren hittat några undersökningar, men det finns möjligheter för att undersöka ergonomi och följa med till exempel rehabilitering efter skador.

Smarttextilernas reliabilitet, validitet och användbarhet har studerats. Resultaten har jämförts med värden från traditionella ytelektroder som placerats enligt SENIAM rekommendationerna. Resultaten har visat att textilelektroderna är lättanvända i fältförhållanden och kan anses valida, de har lika bra eller bättre reliabilitet jämfört med ytelektroder. (Finni et. al 2007, Lintu et. al 2005)

Det har gjorts undersökningar om det går att hitta tröskelvärden i muskelaktiviteten i uthållighetstest i löpning och med cykelergometer test. I löpning med ökande fart har det hittats tröskelvärden i muskelaktiviteten, mer erfarna löpare har visat mera valida resultat. Ökningen i muskelaktiviteten med ökad springfart har kommit via ökning av baklårens muskelaktivitet. (Tikkanen et al. 2012, Outakoski & Partanen 2015) Tydlig

tröskel i EMG världen har kommit fram i cykelergometer test 75 W före trötthet. (Outakoski & Partanen 2015)

I knäböj med ökande belastning hittades ett individuellt platåskede då deltagarnas muskelaktivitet inte mera steg, den varierade mellan 69.6 – 96.6 % av 1 RM (one repetition maximum, en repetitions maximum). (Konttinen & Kangasvieri 2014)

Människornas inaktivitet och sätt att öka på aktiviteten har undersökts med hjälp av smarttextiler. Muskelaktiviteten har mätts med smarttextilerna och i en del av undersökningarna också med pulsklocka eller frågeformulär. Ändringar i muskelaktiviteten har jämförts före och efter informationstillfällen om inaktivitets faror. Resultat visar att inaktiviteten minskat med 30 minuter efter informationstillfällena jämfört med kontrollgruppen. (Finni et al. 2011, Pesola et al. 2014) Människornas inaktivitets tid var inte beroende av om de tränade eller inte under dagen (Finni et al. 2012). Resultaten ur en undersökning visade att hela 65 % av en dag var musklerna inaktiva och att bara en liten del av musklernas maximala kontraktion kraft används i vardagliga livet, medeltalet var bara 4 % av maximal kontraktion, det är till exempel mindre än muskelaktiviteten som används i gång. (Tikkanen et al. 2013)

Undersökningar har också jämfört inaktivitet i form att gå istället för att åka buss och gå i trapporna istället för att ta hissen. Resultat visar att muskelaktiviteten var tre gånger större gående än att åka med buss och i trappgången mer än tio gånger så mycket än att ta hiss. (Kuula 2011)

3 SYFTE OCH FRÅGESTÄLLNING

Smartshortsen har inte ännu använts i stort mån inom fysioterapi och inga undersökningar om shortsens reliabilitet i vardagliga aktiviteter har gjorts. Undersökningen görs för att se om shortsens är reliabla och kan i framtiden användas inom rehabilitering.

Undersökningens syfte är att mäta smarttextilernas (shortsens) mätresultatens trovärdighet och noggrannhet under trappgång och i huksittande hos friska personer i arbetsför ålder. Meningen är att utreda om smartshortsen kan användas som mätinstrument inom rehabilitering.

I examensarbete strävas att få svar på frågan:

Hurdan upprepbarhet har smartshortsen (Myntec) under trappgång och i huksittande?

4 METOD

Reliabiliteten mäter om studien överensstämmer med beskrivningen av undersökningen, om undersökningen är gjord på ett trovärdigt sätt och på ett sådant sätt att det går att genomföras på nytt med samma resultat (Elfving 2000 s.22). Reliabiliteten på upprepbara mätningar kan mätas på flera olika sätt t.ex. test-retest, parallelltestmetoden eller split-halves metoden. I det här arbetet har används test-retest design.

Test-retest metoden går ut på att göra undersökningen flera gånger med samma undersökare och testpersoner. Undersökningens första gång och andra gång ska vara mellan ett lämpligt mellanrum. Om det går för kort tid kan det vara att testpersonerna inte hinna återhämta sig, om det däremot går för lång tid kan det hända att en naturlig ändring har skett. Inläring av egenskapen som mäts kan också ske under mätningen och undersökaren bör ta i beaktande tillräcklig inläring före själva undersökningen, så att inläringseffekten kan minimeras.(Hassmén & Hassmén, 2008 s.125-126)

Test-retest resultat kan analyseras med hjälp av Pearsons korrelation koefficient, standardavvikelse (SD), intraklass korrelation koefficient (ICC), Cohen's kapp och Bland & Altman. I det här arbetet analyserades test-retest med hjälp av Pearsons korrelation koefficient, standardavvikelse (SD) och ICC.

Pearsons korrelations koefficient är den mest använda korrelation koefficient. Pearsons korrelation koefficient mäter skillnaden mellan första och andra mätningen, koefficienten får användas endast då samplet är normal fördelat. Pearsons korrelation koefficient kan få värden mellan -1 och 1. I fullständig negativ korrelation är värdet -1 och i fullständig positiv korrelation är värdet 1. (Karjalainen 2010 s. 125) Standardavvikelse berättar skillnaden mellan två mätningar då det utförs på samma testperson. Standardavvikelsen används till exempel vid kliniska undersökningar. ICC mäter skillnaden inom testgruppen, alltså skillnaden på individerna. Olika koefficienterna mäter olika världen och kan användas till att komplettera varandra. (Elfving 2000 s.23-24)

Det finns olika värden för vad som anses som god reliabilitet vid både ICC och vid korrelationskoefficienten. Då man granskar ICC värden är det viktigt att vara medveten om undersökningens syfte, urvalet och frågeställningen före man evaluerar värdena. (Valkeinen et al. 2014) För ett instrument som används i kliniskt arbete bör koefficienten vara över 0,7 för att visa god reliabilitet. (Hassmén & Hassmén 2008 s.125).

Mätningarnas variabilitet påverkar reliabiliteten. Med variabiliteten menar man undersökningens variabler som ändras till exempel personen som gör undersökningen och mätinstrumentens noggrannhet (Elfving 2000 s. 22). När man gör en undersökning är det viktigt att försöka minimera sådana variabler som kan påverka på resultaten och ha undersökningstillfällena möjligast standardiserade för att få tillförlitliga resultat (Hassmén & Hassmén, 2008 s.132).

4.1 Material och design

4.1.1 Testpersonerna

Testpersonerna var friska vuxna människor i arbetsförmån ålder (18-64 år), 18 kvinnor och 17 män. Exklusions kriterier var akut skada eller smärta i nedre extremiteterna under senaste två veckorna före testet, operation som påverkat nedrextremiteterna under

senaste 3 år eller någon annan sjukdom eller skada som påverkar trappgång eller hukning.

Testpersonerna var Yrkeshögskolan Arcadas studerande och lärare. Test personerna rekryterades med information om studien gett i skolan och personer som var villiga att delta i undersökningen fick muntlig information av undersökaren. Testpersonerna deltog frivilligt i undersökningen och fick avbryta den när som helst, utan att motivera sitt beslut. De fick information om hur testerna går till och skrev under informerat samtycke (bilaga 1) för att delta i undersökningen. Yrkeshögskolan Arcadas etiska råd gav lov till undersökningen (bilaga 2).

4.1.2 Design

Undersökningen utfördes i Yrkeshögskolan Arcadas utrymmen. Till mätningarna hörde: gång i trappor ner och upp, utan att ta stöd från räcke, 10 hukningar och 50 meter gång på flat mark. Testpersonerna uppmanades till att gå i egen takt. Hukningarna gjordes med egen kroppsvikt, så att knäna var i nedrepositionen i 90° vinkel, nedre positionen märktes med en plint. Mätningarna av 50 m gång samlades in för fortsatta undersökningar, data av mätningarna kommer inte att analyseras eller användas i detta examensarbete.

Före undersökningen började fick testpersonerna muntlig information om hur testet går till och de skrev under informerat samtycke (bilaga 1), de fick också direktiv om hur de skulle klä shortsens på sig. Testpersonerna fick ha långbyxor på sig under testet, om det kände sig obekväma i shorts. Före testpersonerna fick klä på sig långbyxorna kontrollerade undersökaren att shortsens satt som det skulle och spände fast modulen i shortsens. Testpersonerna hade på sig träningsskor, två (2) av testpersonerna gjorde testerna strumpfota. Alla testpersoner hade samma skor eller var strumpfota under båda teststillfällena. Undersökaren vätte shortsens elektroder ordentligt alltid före undersökaren gav shortsens till testpersonen. Shortsens fanns i storlekarna S, M,L och XL.

Testerna började med att undersökaren läste upp testprotokollet för att alla testpersoner skulle få samma information (bilaga 2). Efter det tryckte undersökaren igång mätningen från datorn. Vid kommandot: ”tre, två, ett, nu” började testpersonerna gå nerför trapporna. Undersökaren tryckte en markering på datorn vid kommandot ”nu” och då testpersonerna kommit ner med båda fötterna på golvet. Nere svängde testpersonerna om och undersökaren gav på nytt kommandot: ”tre, två, ett, nu” och tryckte ett varv till vid kommandot ”nu”, då testpersonerna började gå uppför trapporna. Då testpersonerna kommit upp för trapporna med båda benen tryckte undersökaren en ny markering på datorn och stängde av mätningen. Trapporna bestod av 22 stycken raka trappor, i mitten av trapporna var det en plåtå (135 cm). Trappornas höjd var 5,5-6 cm och djupet på trapporna var 30 cm.

Hukningarna (se figur 4) gjordes så att knäna böjdes till 90° vinkel. Rätt vinkel mättes med goniometer så att testpersonen satt på en justerbar plint med båda fötterna stadigt på golvet. Testpersonerna utförde 10 hukningar i sträck, så att rumpan nuddade vid plinten vid nedre positionen och mellan varje hukning, då personerna stod rakt upp, uppmanades det att slappna av musklerna före nästa hukning. Hukningarna startade med samma kommandon och undersökaren satt markering vid datorn vid start av testet och efter 10 hukningar då testpersonen stod rakt upp.

Mätningarna gjordes två gånger, samma test gjordes båda gångerna i samma ordning alla testpersoner deltog i båda testtillfällena. Mellan första och andra mätningen var det minst 30 minuter och shortsens kläddes av och på mellan varje mätning. Testpersonerna uppmanades att klä på sig shortsens likadant, gå i samma takt och utföra hukningarna med samma rytm vid båda testtillfällena. Samma mät modul och dator användes vid båda testtillfällena. Undersökaren satte igång mätningen med kommandot: ”tre, två, ett nu”. Mätningen började då amplituden steg, alltså då muskelaktiviteten steg då testpersonen började utföra testet. Mätningarna granskades efteråt och undersökaren flyttade manuellt markeringen till början av då amplituden började stiga om den varit på fel ställe.

4.2 Datainsamling

EMG mätningarna gjordes med Myontec Oy:s Mbody sensortextiler. Shortsens mäter muskelaktivitet vid lårens framsidas muskulatur och lårets baksidas muskulatur på både höger och vänster ben. Shortsens mäter EMG via fyra sensorer: höger och vänster M. quadriceps femoris (M.vastus lateralis, M. medialis, M. intermedius och M. rectus femoris) och höger och vänster hamstring (M. biceps femoris, M. semimembranosus och M. semitendinosus). Elektroden är placerade i par så att bipolära elektroden är placerade horisontellt distalt från höften och jordande elektroden är placerade vertikalt på shortsens laterala sida (se bild 5b). (Tolvanen 2016)



Figur 5a. Smartshortsen (Mbody) bild framifrån b) Smartshortsen (Mbody) bakfram. Fotograf Dagny Bengs. 2016.

Elektroden och sladdarna är insydda i tyget. Elektroden är sydda på insidan av tyget och har ledande och icke ledande tråd i sig. EMG signalerna från elektroden till modulen går genom tunna ståltrådar. I ändan av trådarna sitter det en bit silver för att försäkra lödningen till kontakten. Shortsens är gjorda av trikåtyg, liknande som används till sportkläder. Modulen (M cell), som samlar in EMG data, sätts fast på shortsens framsida på bålen (se bild 5a). (Tolvanen 2016)

Mcell modulen innehåller en förförstärkare, en mikroprocessor med programvara, minne för data och en trådlös bluetooth smartkontakt. Modulen samlar in rå EMG data med 1000 Hz frekvens urval och 50-200 Hz frekvens band. Rå EMG värdena är först rensade och sedan räknat medelvärde över 40 ms. intervaller. Via modulen överförs sedan data trådlöst till datorn och programmet Muscle Monitor (Pc-program) var data kan vidare analyseras (Tolvanen 2016). I denna undersökning används medelvärdena, som Muscle Monitor programmet ger, från trappgång och hukningarna.

4.3 Data-analys

Testpersonernas bakgrundsinformation (kön, ålder, längd och vikt) analyseras deskriptivt. Muscle Monitor -programmet (beta version) gav resultaten från mätningarna, alla testpersoner hade 6 olika filer varifrån undersökaren skrev resultaten till en Excel fil för vidare analys. Data analysen skedde med SPSS (version 23,0) och Excel (version 2015). Med programmet SPSS räknades mätningarnas korrelationskoefficient, standardavvikelse (SD), intraklass korrelations koefficient (ICC) och skillnader mellan könen. Deskriptiv data har analyserats med medelvärde, standardavvikelse och den procentuella spridningen inom grupp. Överensstämmelsen mellan test-retest har analyserats med Pearsons korrelationskoefficient och ICC.

I resultaten är det räknat procentuella värden av vänster fots muskelaktivitet (TN_L_ratio_1) i förhållande till höger fots muskelaktivitet. Höger fots procentuella muskelaktivitet (TN_R_ratio) jämfört med vänstra fotens procentuella muskelaktivitet fås genom formeln: $TN_R_ratio = 100 - TN_L_ratio$.

4.4 Etiska överväganden

Det är viktigt att beakta etiken i forskning, framförallt då man har testpersoner med i forskningen. Forskningsetik innebär att forskaren är ärlig, oberoende och följer god forskareetik. (Hassmén & Hassmén 2008 s.382-383)

Undersökningen fick lov av Yrkeshögskolan Arcadas etiska råd (bilaga 2). Testpersonerna fick muntlig information om testerna och skrev under informerat samtycke (bilaga

1) före undersökningen började. Testpersonerna var medvetna om att de när som helst kunde avbryta testen utan att motivera sina beslut. Testerna bestod av all dagliga rörelser (trappgång upp och ner, gång på slät mark och hukningar) så skaderisken var minimal. Testpersonerna fick ha byxor på shortsens, om de kände sig obekväma med att gå klädda i shorts. Genom hela forskningsprocessen har forskningsetiska rekommendationer följts (TENK 2013).

5 RESULTAT

Trettiofem personer deltog i undersökningen (18 kvinnor, 17 män), inget bortfall skedde. En testpersons testvärden togs bort från analysen, då mätvärdena i muskelaktivitet skilde sig märkbart från andra testpersonernas mätvärden. Egentliga analysen skedde av 34 testpersoner (17 kvinnor, 17 män).

Mätningarna skedde under mars månad (2016) i Yrkehögskolan Arcadas utrymmen. Testpersonerna utförde testerna 2 gånger, samma test utfördes på båda gångerna. Mellan mätningarna var det minst 30 minuter och alla andra utom 3 testpersoner utförde båda mätningarna på samma dag. Testpersonerna klädde på sig shortsens på nytt till andra testet, shortsens vättes likadant båda gångerna. Testproceduren följde planerna, alla testpersoner använde samma mät modul i test 1 och test 2, och allt som allt användes två olika moduler till att utföra testerna.

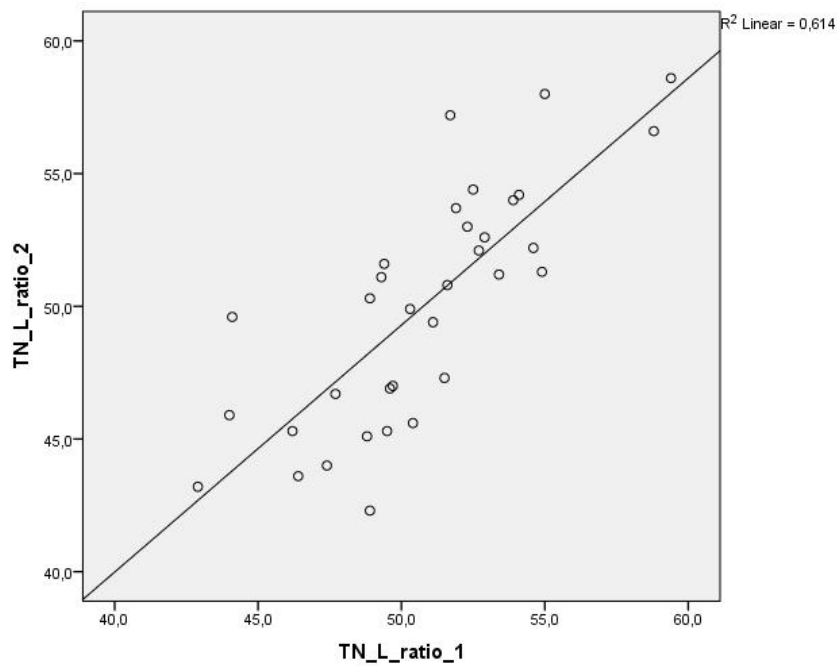
Tabell 1 visar testpersonernas (N=34) bakgrundsinformation (ålder, längd och vikt).

Tabell 1. Testpersonernas (N=34) bakgrundsinformation (ålder, längd och vikt).

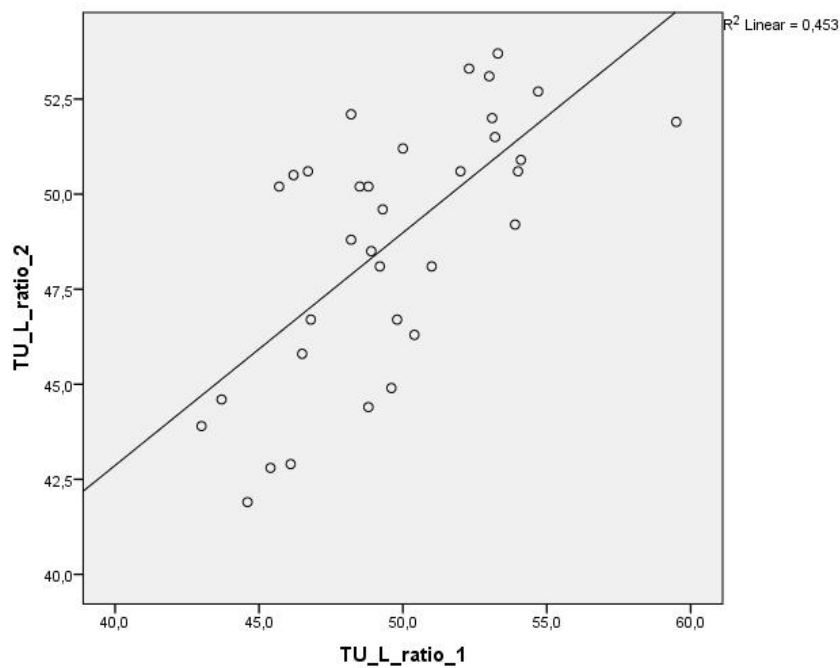
	Min	Max	Medel
Ålder, år	19	57	27
Längd, cm	153.0	193.0	172.8
Vikt, kg	51.0	100.0	71.0

Figur 6, 7 och 8 visar hur mycket testpersonernas första och andra mätning skiljer sig från varandra i trappgång neråt, trappgång uppåt och i upprepade hukningar. X-axeln

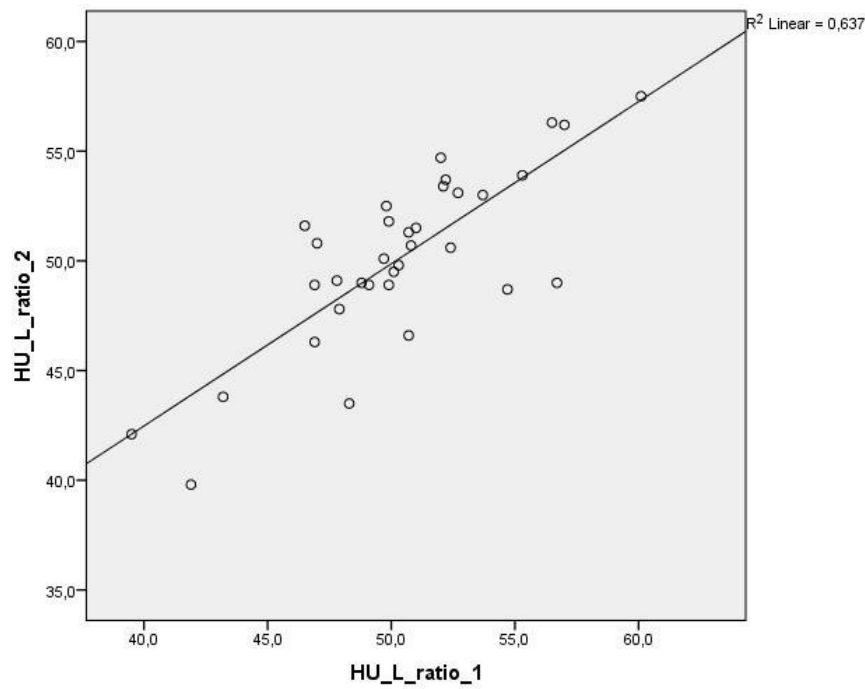
visar resultatet av första mätningen och y-axeln resultatet av andra mätningen. Varje testperson är en observation i figuren.



Figur 6. Pearsons korrelation koefficient visar vänster fots procentuella (%) muskelaktivitet mellan första och andra mätningen hos testpersonerna (N=34) i trappgång neråt.



Figur 7. Pearsons korrelation koefficient visar vänster fots procentuella (%) muskelaktivitet mellan första och andra mätningen hos testpersonerna (N=34) i trappgång uppåt.



Figur 8 Pearsons korrelationskoefficient visar vänster fots procentuella (%) muskelaktivitet mellan första och andra mätningen hos testpersonerna (N=34) i upprepade hukningar.

Figur 6 visar att korrelationen (r) i trappgång neråt var $r=0.78$, $p < 0.01$, i trappgång uppåt (figur 7) var $r=0.66$, $p < 0.01$ och i upprepade hukningar (figur 8) var $r=0.81$, $p < 0.01$.

Tabell 2. Vänster lårmuskelns procentuella muskelaktivitet (EMG) i olika dagliga aktiviteter, och upprepbarheten mellan första och andra mätningen hos testpersonerna (N=34).

Aktivitet	Första mätningen		Andra mätningen		Första-andra mätningen		
	mean (%)	SD ²	mean (%)	SD ²	Mean of change (%)	ICC ³	$\sqrt{MS_w}$ ⁴ (%)
Trappgång neråt							
Vänster nedre extremitet	50.8	3.8	50.0	4.5	-0.8	0.78	2.0
Trappgång uppåt							
Vänster nedre extremitet	49.7	3.7	48.8	3.3	-0.9	0.66	2.2
Upprepade hukningar							
Vänster nedre extremitet	50.4	4.3	50.2	4.0	-0.2	0.81	1.8

¹EMG=elektromyografi

²SD=standardavvikelse

³ICC= intraklass korrelation koefficient

⁴ $\sqrt{MS_w}$ = medel kvadrat rot

Mean= medelvärde

Tabell 2 visar testpersonernas första och andra mätningars medelvärde, standardavvikelse, genomsnittliga avvikelse (mean of change), ICC och medel kvadrat rot. Medel standardavvikelsen (mean of change %) varierar från -0.2 (hukningar) till -0.9 (trappgång uppåt). Värden mellan första och andra mätningen kan få både positiva och negativa värden och skillnaden blir således mindre då första och andra mätningen jämförs. ICC värdet är 0.79 i trappgång neråt, 0.66 i trappgång uppåt och hukningarna ger de högsta ICC värde 0.81. Sista spalten i tabell 2 ($\sqrt{MS_w}$ (%)) visar mätfelens procentuella spridning.

Tabell 3. Vänster lårmuskelns procentuella muskelaktivitet (EMG) i vänster nedre-extremitet hos testpersonerna (N=34), delat enligt kön.

Aktivitet	Kvinnor (N=17)		Män (N=17)		Skillnad mellan kön		
	mean (%)	SD ²	mean (%)	SD ²	Mean	95 % CI ³	P- value
Trappgång neråt							
Vänster II - I, absolut värde	2.7	1.9	1.9	1.4	-0.7	-1.9 to 0.5	0.223
Trappgång uppåt							
Vänster II - I, absolut värde	3.0	2.2	4.3	3.1	1.4	-0.5 to 3.2	0.146
Upprepade hukningar							
Vänster II - I, absolut värde	2.0	2.1	1.7	1.6	-0.2	-1.5 to 1.1	0.726

¹EMG= elektromyografi

²SD= standardavvikelse

³CI= konfidens intervall

Mean= medelvärde

P-value= P-värde

Tabell 4. Intraklass korrelation koefficient (ICC) av vänster lårmuskelns procentuella muskelaktivitet (EMG) i vänster nedre-extremitet, i upprepade mätningar i olika ADL aktiviteter mellan kön hos testpersonerna (N=34).

Aktivitet	Kvinnor (N=17)	Män (N=17)
	ICC	
Trappgång neråt	0.67	0.72
Trappgång uppåt	0.66	0.66
Upprepade hukningar	0.94	0.72

¹EMG=Electromyography

Tabell 3 visar skillnad mellan könen. Ingen signifikant skillnad kom fram mellan könen. Tabell 4 visar att kvinnorna hade bättre reliabilitet än männen i hukning (ICC 0.94 jämfört med 0.72).

6 DISKUSSION

Då man granskar resultat av en reliabilitetsstudie, är det viktigt att tänka på vad undersökningens syfte är, vad som mättes, med hurdant sampel och hur noggranna resultaten borde vara för att fungera i kliniskt arbete. Det är viktigt att komma ihåg att riktlinjerna för att tolka värden har man fått från undersökningar och att undersökningens kontext påverkar tolkningen av resultaten. (Valkeinen et al. 2014) I denna studie undersöktes smartshortsens mätresultats reliabilitet med friska människor i arbetsför ålder, resultaten visade medelmåttig reliabilitet för trappgång och hukningar.

Finni et al. (2007) undersökte sensorshortsens reliabilitet, validitet och användbarhet hos friska människor i arbetsför ålder. De använde traditionella ytelektroder som ”golden standard” och jämförde dem med smartshortsen, undersökningen hade god validitet. Resultaten i deras undersökning visar att textilelektrodena har bra eller till och med bättre reliabilitet jämfört med traditionella ytelektroder. (Finni et al. 2007) Smartshortsens reliabilitet har inte tidigare undersöks i all dagliga funktioner så som trappgång, därför gjordes denna undersökning för att mäta smartshortsens mätresultats upprepbarhet för att se om dessa smarttextiler kan i framtiden användas till exempel inom rehabilitering. Smartshortsen saknar någon ”golden standard”, så det finns inga referensvärden som kan användas till tolkning av resultaten, därför är det viktigt att göra fler reliabilitets studier med olika klientgrupper.

6.1 Resultat diskussion

I denna undersökning jämfördes testpersonernas resultat från första och andra mätningen i trappgång neråt, trappgång uppåt och i upprepade hukningar. När vi jämförde testpersonernas första och andra mätningens medel standardavvikelse (mean of change %, tabell 2) var den låg (-0.2 -0.9). Då standardavvikelsen (SD) räknades med att subtra-

hera andra mätningen från den första mätningen, kan resultaten vara antingen plus eller minus, vilket gör att medelvärdet av standardavvikelsen blev lågt. Då medelstandardavvikelsen var låg, tyder det också på att ingen inlärningseffekt skedde under testerna, eftersom värdena inte var systematiskt lägre eller högre vid någondera mätgång.

Vid närmare granskning av korrelation koefficienterna (figur 6-8) ser man att vid trappgång neråt och hukning var det bara enstaka testpersoner som fått mätresultat som skilde sig avsevärt mellan första och andra mätningen. I trappgång uppåt var spridningen större för testpersonerna vilket ledde till sämre upprepbarhet. Över 5 % skillnader mellan första och andra mätningen kan vara signifikant i rehabilitering då man mäter procentuella skillnader mellan höger och vänster ben (Björk 2010 s. 95, 105).

Olika studier ger olika värden i att tolka ICC. Gemensamt för undersökningarna är att hög/god validitet då ICC är över 0.9, medelmåttig varierar mellan 0.7-0.9 och dålig med värden under 0.7. (Valkeinen et al. 2014) Shortsen mätte muskelaktivitet över ett rätt så stort område, vilket gör att det fanns många muskler och ändringar i deras aktivitet kunde påverka resultatet. Det gör att det var mycket olika variabler som påverkade shortsens upprepbarhet.

Hukningarna fick bästa resultat i upprepbarheten. Hukningarna var mera standardiserade än trappgång. Vid hukningarna mättes knävinkeln i nedre läget med goniometer, för att hukningarna skulle vara likadana vid båda mättillfällena. Hukningarna utfördes i ett skilt rum var endast testpersonen och undersökaren var medan trappgången utfördes i skolans allmänna utrymmen var undersökaren inte kunde påverka hur mycket andra människor det gick omkring och olika ljud. Det kan eventuellt ha påverkat testpersonens koncentration. Hukningarna var också tidsmässigt en längre prestation än trappgången. Resultaten visade lägsta upprepbarhet i trappgång uppåt (ICC 0.66) I trappgång kan byxorna röra på sig mera än i hukningarna, då elektroderna rör på sig i förhållande till huden kan det störa signalen. I trappgång neråt jobbar musklerna excentriskt, medan det i trappgång uppåt jobbar koncentriskt. Det kan möjligtvis påverka signalen, men det

är svårt att säga vad skillnaden på trappgång -uppåt och -neråt berodde på. Testpersonernas biologiska egenskaper kan också ha påverkat resultaten.

6.2 Metoddiskussion

I undersökningen deltog 35 personer och resultaten av 34 testpersoner analyserades. En persons flera mätresultat skilde sig tydligt i muskelaktivitet vid båda mättillfällena. Därför uteslöts mätningarna av testpersonen från analysen. Detta avvikande resultat kan bero på fel i mätningens instrumentet eller så kan det vara testpersonens egenskap, detta kan inte med säkerhet fastställas. Testpersonernas mängd (N=34) kan anses vara en bra och tillräcklig mängd i upprepbara mätningar. Egenskapen som vi mätte har rätt så liten spridning (mellan 40-60%), vilket innebär att fler testpersoner inte behövdes. Testpersonerna var friska unga människor (medelålder 27 år) och antagande är att egenskapen; muskelaktivitet i trappgång och hukningar, inte ändras med flera testpersoner. En större mängd testpersoner kan minska på felmarginalen en del, men för många testpersoner kan resultera i att enstaka personers värden försvinner i mängden testresultat. En större mängd testpersoner kräver också mera tid och resurser.

Testpersonernas rekrytering skedde med information gett i skolan. Skolans lärare och personal hade möjlighet att delta i undersökningen, om de uppfyllde undersökningens inklusions kriterier. Testpersonernas bakgrund och intresse för undersökningen kan påverka ivern av att delta. Samplet kan således vara snedrivet, då en stor del av testdeltagarna är idrottsliga och rör på sig. Testerna gjordes också i utrymmen var idrottsinstruktör och fysioterapi -studerande har en stor del av sina föreläsningar, vilket kan göra att de också fick lättare information om undersökningen. Det är ändå svårt att säga om det påverkat undersökningens resultat. Alla testpersoner deltog i båda testtillfällena så inget bortfall skedde.

Test rörelserna var trappgång och hukningar, det valdes för att det är test som ofta används i fysioterapeutisk bedömning av klienternas funktionsförmåga och Orton i

Helsingfors använder testerna i deras testbatteri för bland annat ACL patienter. Det var fråga om korta prestationer, så små ändringar kan få en större betydelse än om mätningarna skulle ha varit längre (t.ex. fem gånger trappgång ner och upp). Takten på trappgången eller hukningarna var inte standardiserad. Det var meningen att mäta om shortsens skulle kunna användas som hjälpmedel i kliniskt fysioterapi arbete och därför var det viktigt att utföra testen så att det på bästa sätt motsvarade metoderna som används inom hälsovården för bedömning och behandling av klienter. I praktiken går trapporna bara enstaka gånger och takten är inte då heller standardiserad. I undersökningen fick testpersonerna också fritt välja med vilken fot de startade. Trappgången skulle vara så normal som möjlig och tanken var att testpersonerna automatisk började med samma fot. Det kontrollerades inte, så det blir oklart om det påverkat resultaten på något sätt. Enligt litteraturen (Hassmén & Hassmén 2008 s.126-127) ska testerna vara inom ett tillräckligt mellanrum för att minska inlärningseffekt eller att själva egenskapen som mäts ändrar sig. I den här undersökningen var inlärningseffekten minimal, då trappgång och hukningar är vardagliga saker som alla kan. Det var också fysiskt lätta all dagliga tester som utfördes, så det behövdes inte tid för återhämtning.

I undersökning försöker man minimera variabler som kan påverka resultaten och standardisera mättillfällena så noggrant som det är möjligt, för att resultaten ska bli valida. Precision av instrumentet, i denna undersökning shortsens, personen som gör undersökningen och testpersonerna utgör variabler som kan påverka resultatet. (Elfving 2000 s.22) Det var också variabler som utgjorde hot mot den interna validiteten som mäter om det finns ett samband mellan oberoende variabler och resultaten (Hassmén & Hassmén 2008 s.138). En undersökare utförde alla test och testprotokollet var noggrant standardiserat, så att alla testpersoner fick samma direktiv till att utföra testerna. Shortsens fanns i fyra olika storlekar, för några testpersoner var den minsta storleken lite lös. Som undersökare gick det inte att påverka vad testpersonerna gjorde före och mellan testen. Testpersonerna uppmuntrades till att undvika hård fysisk ansträngning före mätningarna, muskelaktiviteten kan till exempel ha påverkats om de varit fysiskt mera aktiva före det ena testet och mera passiva före det andra testet. Testpersonerna uppmanades att göra testerna likadant och i samma takt båda gångerna.

En faktor som kan ha påverkat resultaten i undersökningen är problem med kontakten. Elektroden i shortsens måste vara fuktiga för att fungera. Testerna var inte fysiskt ansträngande så testpersonerna blev inte svettiga. Elektroden vätskes noggrant före varje test och hukningarna, som gjordes som sista test, hade bästa upprepbarhet så det tyder på att elektroden var tillräckligt fuktiga under testsituation. Hår på benen, framförallt för männen, kan möjligtvis också ha stört elektrodernas kontakt. Tabell 4 visar att endast i hukning skilde sig ICC värden mycket mellan kvinnorna (ICC 0.94) och männen (ICC 0.72). Alla testpersoner använde samma mät modul i båda mätningarna och allt som allt användes det två olika moduler, så eventuella skillnader i modulerna påverkade inte resultaten. Det behövs mera undersökning för att se hur möjliga störningar påverkar resultaten.

I undersökningen kom det fram vissa tekniska problem med bluetooth kontakten mellan mät modulen och Muscle monitor- programmet. Programmet var en beta version som utvecklas hela tiden och störningar framkommer troligtvis mindre i framtiden. Myontec har en mobil applikation som fungerar med shortsens. I programmet Muscle monitor var det möjligt att granska resultaten mera noggrant och manuellt justera resultaten i efterhand, därför användes Muscle monitor -programmet i denna undersökning.

I test-retest studie är det viktigt att garantera validiteten av undersökningen. Validitet mäter om undersökningen mäter det man vill att den ska mäta och om hur trovärdiga resultaten från en undersökning är (Hirsijärvi et al. 2009 s. 232). Faktorer som sänker på validiteten är att ingen hud förberedelse gjordes, det kan öka på störningar i EMG (SENIAM 2015) och att takten till gången och hukningarna inte var standardiserad.

6.3 Studiens relevans för arbetslivet

Smartshortsen används ännu inte inom fysioterapi, därför var det viktigt att undersöka smartshortsen för att se om de i framtiden kunde användas som ett bedömnings- eller uppföljningsinstrument inom fysioterapin. Vid problematik i stöd- och rörelseorganen

syns ofta muskelbalans vid jämförelse av höger och vänster sida, därför valde vi att analysera procentuella skillnader i höger och vänster ben.

En stor del av fysioterapis kliniska arbete består av att observera och mäta klienternas funktionsförmåga. Muskelbalans har en stor effekt i vår fysiska funktionsförmåga. Muskelbalansen består av nervsystemets och stöd- och rörelse-organets samarbete. Olika sjukdomar eller handikapp kan störa samspelet, vilket ofta resulterar i problem med muskelbalansen. Ensidig motion och rörelseträning kan också påverka muskelbalansen ogynnsamt. Tekniska kläders användning är en relativt enkel noninvasiv och smärtfri metod till att samla information om ändringar i klienternas muskelbalans. Till undersökningen behövs bara en fysioterapeut och dessutom är investerings kostnader relativt låga. Smartshortsens användning och analys av mätningresultaten kräver inte en lång tilläggsutbildning.

I framtiden kan användning av smartshortsen vara ett nyttigt hjälpmedel i fysioterapi, genom att ge fysioterapeuten och klienten värdefull tilläggs information av hur rehabiliteringen framskridit till exempel med att följa muskelbalansen redan under träningen. Tekniska lösningar utvecklas hela tiden och i framtiden kan det vara möjligt att klienterna använder smartkläder vid rehabilitering hemma och skickar informationen till fysioterapeuten. Smartkläder kan således också fungera med att ge klienten motivation till att träna hemma. Man ska ändå komma ihåg att tekniska kläder ska fungera som hjälpmedel och kan inte ersätta fysioterapeutens yrkesskicklighet. Det behövs dock fler evidensbaserade undersökningar för att se hur reliabla smartshortsen är i olika målgrupper för att se om de lämpar sig som en bedömningsmetod för användning inom rehabilitering inom fysioterapi.

7 KONKLUSION

Syftet med arbetet var att mäta smartshortsens trovärdighet och noggrannhet under trappgång och huksittande för att se om shortsen kan användas inom rehabiliteringen. Genom verkställande av denna reliabilitetsstudie har jag fått svar på syftet och frågeställningen.

Undersökningen gjordes med friska människor i arbetsför ålder, resultaten visar att smartshortsen mätresultat har en medelmåttig reliabilitet i trappgång och huksittande. Det behövs dock fler undersökningar med olika målgrupper för att avgöra om shortsens kan användas inom rehabilitering. Detta arbete ger dock en bra grund och riktlinjer till hur noggranna shortsens är i trappgång och hukningar och kan användas som grund för följande undersökningar.

KÄLLOR

- Björk, Joonas. 2010, *Praktisk statistik för medicin och hälsa*. Första uppl., Stockholm: Liber AB, 327 s.
- Bojsen-Møller, Finn. 2009. *Rörelseapparatens anatomi*. Första uppl., Stockholm: Liber AB, 381 s.
- Finni, T; Hu, M; Kettunen, P; Vilavuo, T; Cheng S. 2007, *Measurement of EMG activity with textile electrodes embedded into clothing*. Tillgänglig: http://www.researchgate.net/publication/5868980_Measurement_of_EMG_activity_with_textile_electrodes_embedded_into_clothing, Hämtad: 17.8.2015
- Finni, Taija; Sääksilähti, Arja; Laukkanen, Arto; Pesola, Arto; Sipilä, Sarianna. 2011, *A family based tailored counselling to increase non-exercise physical activity in adults with a sedentary job and physical activity in their young children: design and methods of a year-long randomized controlled trial*. Tillgänglig: <http://bmcpublichealth.biomedcentral.com/articles/10.1186/1471-2458-11-944>
Hämtad: 12.5.2016
- Finni, T; Haakana, P; Pesola, J; Pullinen, T. 2012, Exercise for fitness does not decrease the muscular inactivity time during normal daily life. *Scandinavian journal of medicine and science in sports*, Vol 24 (2012)
- Elfving, Britt. 2000, *Elektromyografisk frekvensanalys av ryggmuskelfatiga - reliabilitet av en metod och mätningar på friska personer*, Lisentiatexamen, Stockholm: Department of physical therapy, Karolinska institutet.
- Everett, Tony; Kell, Clare. 2011, *Human movement –An introductory Text*, 6 uppl., London: Churchill Livingstone Elsevier, 369s.
- Hassmén, Nathalie; Hassmén, Peter. 2008, *Idrottsvetenskapliga forskningsmetoder*. Stockholm: SISU Idrottsböcker, 414 s.

- Helajärvi, Harri; Pahkala, Katja; Raitakari, Olli; Tammelin, Tuija; Viikar, Jorma; Hei-
nonen, Olli. 2013. Istu ja pala! – Onko istuminen uusi terveysuhka? *Lääketieteel-
linen Aikakauskirja Duodecim*, nr 1/2013 s. 51-56 Tillgänglig:
[http://www.duodecimlehti.fi/web/guest/arkisto?p_p_id=Article_WAR_DL6_Article_report-
let&p_p_action=1&p_p_state=maximized&viewType=viewArticle&tunnus=duo1
0707](http://www.duodecimlehti.fi/web/guest/arkisto?p_p_id=Article_WAR_DL6_Article_report-let&p_p_action=1&p_p_state=maximized&viewType=viewArticle&tunnus=duo10707) Hämtad: 8.1.2016
- Helldán, Anni; Helakorpi, Satu. 2015, *Suomalaisen aikuisväestön terveyskäyttäytyminen
ja terveys, kevät 2014*. Institut för hälsa och välfärd (THL)
Tillgänglig: <http://urn.fi/URN:ISBN:978-952-302-447-2>, Hämtad: 25.9.2015
- Hirsjärvi, Sirkka; Remes, Pirkko; Sajavaara Paula. 1997, *Tutki ja kirjoita 15 uppl.*, Hä-
meenlinna: Tammi, 464 s.
- Jerome, A Isear, Jr; Jeff C, Erickson; Teddy W. Worrell. 1997, EMG analysis of lower
extremity muscle recruitment patterns during an unloaded squat, *Medicine and
science in sports and exercise*, Vol 29, nr. 4
- Joutjärvi Toni. 2014, *Monikanavaelektrodilla mitattu alueellinen lihasaktiivisuus eri
nivelkulmilla isometrisessä, tahdonalaisessa ja sähköstimulaatiolla aiheutetussa
lihastyössä*. Biomekanik pro gradu, Jyväskylä: Jyväskylä universitet.
Tillgänglig: <http://urn.fi/URN:NBN:fi:jyu-201403251398> Hämtad: 28.1.2016
- Karjalainen, Leila. 2010, *Tilastotieteen perusteet*. Keuruu: Otavan Kirjapaino, 256 s.
- Konttinen Aapo; Kangasvieri, Markus. 2014, *Myontec – sensorivaateteknologian avulla
mitatun EMG-aktiivisuuden käyttäytyminen kuormitukseltaan nousujohteisessa
jalkakyykytestissä*. Examensarbete, Lahti: Haaga-Helia, Liikunnan ja vapaa-ajan
koulutus.
- Kuula, Anna-Stina. 2011, *Energy expenditure and muscle activity in active and passive
commute among elderly*, Biomekanik pro gradu, Jyväskylä: Jyväskylä universitet.
Tillgänglig: <http://urn.fi/URN:NBN:fi:jyu-2011060910967> Hämtad: 12.5.2016

- Käypä hoito -suositus. 2016, *Liikunnan käypä hoito –suositus*. Tillgänglig:
<http://www.kaypahoito.fi/web/kh/suosituksset/suositus?id=hoi50075#NaN>
Hämtad: 12.5.2016
- Liikavainio Tuomas. 2004, *Ikääntyneiden kävelyn biomekaniikka ja nivelrikko*. Biomekaniikka pro gradu, Jyväskylä: Jyväskylä universitet. Tillgänglig:
<http://urn.fi/URN:NBN:fi:jyu-2004946998> Hämtad: 12.5.2016
- Lintu, Niina; Holopainen, Jaana; Hänninen, Osmo. 2005, *Usability of textile-integrated electrodes for EMG measurements*. Proceedings of Ambiance Conference. Tampere, Finland.
- Myontec. 2015, *EMG in physical rehabilitation*. Tillgänglig:
<http://www.myontec.com/benefits/rehabilitation-research/>. Hämtad: 20.5.2015
- Outakoski, Otto; Partanen, Anne. 2015, *Mbody menetelmällä mitattujen isojen reisilihasten EMG-aktiivisuus nousujohteisessa kestävyysjuoksu- ja polku-pyöräergometrikuormituksessa*. Examensarbete, Lahti: Haaga-Helia, Liikunnan ja vapaaajan koulutusohjelma.
- Pesola, Arto J; Laukkanen, Arto; Haakana, Piia; Havu, Marko; Sääkslahti, Arja; Sipilä, Sarianna; Finni, Taija. 2014, Muscle Inactivity and Activity Patterns after Sedentary-Time Targeted RCT. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, Vol 46, nr.11.
- Sand, Olav; Sjaastad, Øystein V; Haug, Egil. 2012, *Människans fysiologi*. Stockholm: Liber AB, 600 s.
- Sandström, Marita; Ahonen, Jarmo. 2011, *Liikkuva ihminen – aivot, liikuntafysiologia ja sovellettu biomekaniikka*. Keuruu: VK-kustannus Oy, 352 s.
- SENIAM, Surface ElectroMyoGraphy for the Non-Invasive Assessment of Muscles*. 2015, Tillgänglig: www.seniam.org Hämtad: 15.8.2015
- TENK. 2013, *Forskningsetiska delegationen, god vetenskaplig praxis*. Tillgänglig:
<http://www.tenk.fi/sv/god-vetenskaplig-praxis-anvisningar>. Hämtad: 12.5.2016

Tikkanen, Olli; Hu, Min; Vilavuo, Toivo; Tolvanen, Pekka; Cheng, Sulin; Finni, Taija. 2012, Ventilatory threshold during incremental running can be estimated using EMG shorts. *Physiological measurements* Vol.33, nr. 4 s.603-614.

Tikkanen, Olli; Haakana, Piia; Pesola, Arto J.; Häkkinen, Keijo; Rantalainen, Timo; Pullinen, Teemu; Finni, Taija. 2013, *Muscle Activity and Inactivity Periods during Normal Daily Life*. Jyväskylän yliopisto. Tillgänglig: <http://journals.plos.org/plosone/article?id=10.1371/journal.pone.0052228> Hämtad: 12.5.2016

Tolvanen, Pekka. 2016, *Myontec Oy*, Intervju (muntl.) 17.2.2016.

Työterveyslaitos. *Sähköisesti säädettävä työpöytä – mahdollisuus vähentää istumista*.

Tillgänglig:

<http://www.ttl.fi/fi/ratkaisupankki/Sivut/details.aspx?luokka=Ergonomia&item=549> Hämtad: 26.9.2015

Valkeinen, Heli; Anttila, Heidi; Paltamaa, Jaana. 2014, *Opas toimintakyvyn mittarin arviointiin TOIMIA-verkostossa (1.0)*.

Tillgänglig: <http://www.toimia.fi/opas/> Hämtad: 5.4.2016

Vilavuo, Toivo. 2007, *Summaavan EMG –mittauksen käyttö anaerobisen kynnyksrajain määrittämiseen ja kestävyysharjoittelun seurantaan*, Biomekanik Pro gradu, Jyväskylä: Jyväskylän yliopisto.

Tillgänglig:

https://jyx.jyu.fi/dspace/bitstream/handle/123456789/7217/URN_NBN_fi_jyu-2007295.pdf?sequence=1 . Hämtad: 28.1.2016

World Health Organization. 2010, *Global recommendations on physical activity for health*. Tillgänglig:

http://apps.who.int/iris/bitstream/10665/44399/1/9789241599979_eng.pdf Hämtad: 25.9.2015

BILAGOR

Bilaga 1 Informerat samtycke

Bilaga 2 Etiska lovet

Bilaga 3 Protokoll för mätningarna

Bilaga 1 Informerat samtycke

INFORMERAT SAMTYCKE

Jag har anmält intresse att delta i undersökningen: Mätning av reliabilitet av smarttextiler över tid, vars syfte är att mäta sensorshortsens trovärdighet och noggrannhet för att utreda om byxorna kan användas inom rehabiliteringen.

Jag har fått information om studien och jag har haft möjlighet att ställa frågor om det är något jag undrat över. Jag känner att jag har fått tillräckligt med information om mina rättigheter, studiens syfte och mål.

Jag är medveten om att jag när som helst kan avbryta undersökningen utan att motivera mina beslut.

All information samlas in anonymt och det går inte att känna igen någon från dem.

Jag är frisk och har ingen skada eller sjukdom som utgör en risk då jag deltar i undersökningen. Jag har inte varit i någon operation för nedre-extremiteten.

Mätningarna utförs likadant åt alla, därför läser jag direktiven för mätningarna, så att alla ska få samma information till att utföra testerna. Shortsens har insydda elektroder som mäter lårens muskelaktivitet. Data flyttas i realtid till datorn, var de sparas för vidare analys.

Jag säger åt dig alltid innan mätningen börjar och vad du ska göra. Om du inte förstår instruktionerna, så fråga omedelbart. Du har nu klätt på er sensorshortsen. Se till att de är tillräckligt högt uppe.

Jag har fått skriftligt information och en kopia på denna blankett om informerat samtycke.

Datum och ort

Underskrift

Namnförtydligande

Forskaren

Jag bekräftar att jag har delgivit ovanstående person information om studien, dess syfte, längd, samt sådant som gäller rapportering och publicering.

Datum och ort

Underskrift

Dagny Bengs

Namnförtydligande

Bilaga 2 Etiska lovet

Etiska rådet

Protokoll 4/2015-2016 1.2.2016

Närvarande: E-postmöte med Biström J., Djupsjöbacka S., Kukkonen G., Rosengren Å., Rancken K. (sekr.)

Ordinarie ordförande J. Kettunen jävig, Å. Rosengren tf. ordförande

1. Ansökan av Dagny Bengs (bilaga 1). Lov att rekrytera Arcada-studerande och personal till undersökning inom ramen för examensarbete (blankett för informerat samtycke i bilaga 2). Gäller del av projekt som J. Kettunen ansvarar för.

BESLUT:

Bifalls.

Helsingfors 2016-02-01

Åsa Rosengren

Ordf.

Kim Rancken

Sekr.

Bilaga 3 Protokoll för mätningarna

Protokoll för mätningarna

Allmänna råd

”Mätningarnas syfte är att mäta sensorshortsens tillförlitlighet och upprepbarhet över tid. Du har fått information om undersökningen och är medveten om att du när som helst kan avbryta undersökningen utan att motivera ditt beslut. Mätningarna utförs likadant åt alla, därför läser jag direktiven för mätningarna, så att alla ska få samma information till att utföra testerna. Jag säger åt dig alltid innan mätningen börjar och vad du ska göra. Om du inte förstår instruktionerna, så fråga omedelbart. Känns det klart så här långt eller har du frågor?”

Undersökningens demonstration

”Du har nu klätt på er sensorshortsen. Se till att de är tillräckligt högt uppe. Shortsen har insydda elektroder som mäter lårens muskelaktivitet. Data flyttas i realtid till datorn, var de sparas för vidare analys.”

Trappgång

”Det första testet består av trappgång ner och upp. Gå i ditt normala tempo mitt i trapporna, utan att ta tag i räcket normalt nerför trapporna. När du kommer nerför trapporna stannar du med fötterna bredvid varandra. Efter det svänger du dig om och väntar på nytt kommando för att gå uppför trapporna. När du kommer uppför trapporna stannar du likadant med fötterna bredvid varandra. Testet börjar med mitt kommando tre, två, ett, nu. “

Sätt igång mätningen, vid kommandot nu klickar du in en marker, då testpersonen är nere med båda fötterna, klickar du in en annan marker. Vid kommandot nu klickar du igen en marker och då testpersonen är uppe med båda fötterna klickar du in en ny marker och efter det stänger du av mätningen.

40-50 m gång

”Gå i raskt eget tempo. Starta med kommandot tre, två, ett, nu. Fortsätt att gå några meter efter märket.”

Sätt igång mätningen, vid kommandot nu klickar du en marker och då testpersonen gått med båda fötterna över sträcket/ märket klickar du in en ny marker och efter det stänger du av mätningen.

10 gånger hukning

Testpersonen står med fötterna axelbrett?, fötterna kan vara i liten utåtrotation. Knävikeln vid hukningen mäts med goniometer 90°, då testpersonen sitter på plinten, med fötterna stadigt i marken. Hämlarna får inte stiga från underlaget under rörelsen.

”Som sista test gör vi 10 hukningar. Hukningen utförs med ryggen rak, från höften får du böija dig framåt. Händerna hålls rakt fram vid ögon höjd. Gör hukningen så att din rumpa rör vid plinten vid nedre läget. Gör varje hukning som en egen prestation och håll en kort paus mellan varje hukning. Hämlarna får inte stiga upp från underlaget. Testet börjar med kommandot tre, två, ett, nu. Jag visar nu en modellprestation och takt till hukningarna”

Justera plinten på rätt höjd, efter det läs instruktionerna åt testpersonen och sätt igång mätningen. Vid kommandot ”nu” klickar du in en marker och efter 10 hukningen då testpersonen står med raka ben sätter du in en annan marker och efter det stänger du av mätningen.