Reliabilitetstest av smartshorts vid gång för personer i arbetsför ålder

Jesper Johans

Examensarbete

Fysioterapi

2017

EXAMENSARBETE	
Arcada	
Utbildningsprogram:	Fysioterapi
Identifikationsnummer:	5995
Författare:	Jesper Johans
Arbetets namn:	Reliabilitetstest av smartshorts vid gång för personer i arbetsför ålder
Handledare (Arcada):	Thomas Hellstén
Uppdragsgivare:	Yrkeshögskolan Arcada

Sammandrag:

Med reliabla mätinstrument integrerade i textilier så skulle fysioterapeuter ha ytterligare ett hjälpmedel till sitt förfogande vid undersökningar och bedömningar av klienter. Undersökningarna skulle kunna ta plats i en mera funktionell och naturlig miljö för klienten än i ett testlaboratorium eller på en fysioterapimottagning. Yrkeshögskolan Arcada har ett projekt där man undersöker om en typ av smarta textilier, så kallade smartshorts, kan användas vid rehabiliteringen efter en knäoperation. Smartshortsen registrerar muskelaktiviteten i musklerna i fram- och baklår. Examensarbetets syfte är att undersöka smartshortsens reliabilitet vid gång på plant underlag och om muskelaktiviteten i lårmuskulaturen korrelerar med gånghastigheten mellan olika individer. För att undersöka smartshortsens reliabilitet har test-retest metoden använts. I undersökningen deltog 30 friska personer i arbetsför ålder. Analysen gjordes på 29 personer (17 kvinnor och 12 män). Resultaten från testerna analyserades med hjälp av Pearsons produktmomentkorrelationskoefficient (Pearsons r) och Intraclass Correlation Coefficient (ICC). Resultaten i denna undersökning visar att smartshortsen har hög reliabilitet för den totala genomsnittliga muskelaktiviteten och varje enskild undersökt muskelgrupp (Pearsons r > 0,8). För vänster bens procentuella andel av muskelaktiviteten är reliabiliteten medelmåttig (Pearsons r = 0,78 och ICC = 0,79). Muskelaktivitetens korrelation med gånghastigheten var låg och inte signifikant (Pearsons r = 0,36 och 0,43 vid första respektive andra testtillfället). För att undersöka denna korrelation bör man undersöka muskelaktiviteten vid flera olika gånghastigheter för varje enskild individ och sedan endast jämföra resultaten för den enskilda individen. Därför är resultatet gällande den frågeställningen dåligt i detta arbete då det inte undersöktes på det angivna sättet. Resultaten gällande reliabiliteten är tvetydiga och tyder på att ytterligare studier behöver utföras med smartshortsen. Fokus i fortsatta studier bör ligga på den procentuella fördelningen av muskelaktiviteten då den är mera relevant ur ett fysioterapeutiskt perspektiv.

Nyckelord:	Smartshorts, Smarta textilier, Elektromyografi, Muskelaktivitet, Gång, Reliabilitet
Sidantal:	34
Språk:	Svenska
Datum för godkännande:	13.6.2017

DEGREE THESIS	
Arcada	
Degree Programme:	Physiotherapy
Identification number:	5995
Author:	Jesper Johans
Title:	Reliability test of smartshorts during walking for people of working age
Supervisor (Arcada):	Thomas Hellstén
Commissioned by:	Arcada UAS

Abstract:
With reliable measuring instruments integrated into textiles physiotherapists would have another aid at their disposal when examining and analysing clients. The examinations could take place in a more functional and natural setting for the client, rather than in a test laboratory or a clinical setting. Arcada University of Applied Sciences is running a project investigating if a certain type of smart textiles, so called smartshorts, would be suitable in the rehabilitation of post-operative knees. The smartshorts register muscle activity from the muscles of the front and the back of the thigh. The purpose of this thesis is to examine the reliability of these smartshorts while walking overground and to investigate if the muscle activity in the muscles of the thigh correlate with the overground walking speed between individuals. The test-retest method has been used to examine the reliability of the smartshorts. 30 healthy individuals of working age participated in this study. The analysis was run on 29 of the participants (17 women and 12 men). The results from the tests were analyzed using Pearson's correlation coefficient (Pearsons r) and Intraclass Correlation Coefficient (ICC). The results of this study show that the smartshorts have high reliability concerning the total muscle activity average and the muscle activity of every single analyzed muscle group (Pearsons r > 0,8). The reliability concerning the left leg's percental portion of the muscle activity was average (Pearsons r = 0,78 and ICC = 0,79). The correlation between muscle activity and overground walking speed was low and non-significant (Pearsons r = 0,36 and 0,43 during the first and second test respectively). When investigating this correlation one should measure the muscle activity at different walking speeds for every individual and then do intra-individual comparisons of the results. This was not the procedure in this thesis and that is why the results regarding this question formulation are bad. The results concerning the reliability of the shorts are ambiguous and suggest that more research needs to be done with the smartshorts. The focus of the continuous research should be placed on the precental distribution of muscle activity because it is more relevant from a physiotherapist's perspective.

Keywords:	Smartshorts, Smart textiles, Electromyography, Muscle activity, Gait, Reliability
Number of pages:	34
Language:	Swedish
Date of acceptance:	13.6.2017

INNEHÅLL

1 Inledning ... 7

2 Bakgrund ... 8

2.1 Gångcykeln ... 8

2.2 Elektromyografi ... 10

2.2.1 Muskelkontraktion ... 12

2.2.2 Tidigare forskning med EMG ... 14

2.3 Smartshorts ... 16

2.3.1 Forskning med smartshorts ... 17

3 Syfte och frågeställningar ... 17

4 Metod ... 18

4.1 Testpersoner ... 18

4.2 Design ... 19

4.3 Datainsamling ... 21

4.4 Data-analys ... 21

4.5 Etiska överväganden ... 22

5 Resultat ... 22

6 Diskussion ... 24

7 Konklusion ... 31

Källor ... 32

Bilaga 1. Informerat samtycke

Bilaga 2. Testprotokoll

Bilaga 3. Det etiska forskningslovet

Figurer

Figur 1. Muskelaktivitet under gångcykeln. (Everett & Trew 2010 s. 182) 9
Figur 2. Aktionspotentialen vid isometrisk muskelkontraktion. (Matthews 2009 s. 183) 13
Figur 3. Smartshortsen med avigsidan ut. Framlårens elektroder (t.v.) och baklårens elektroder (t.h.). (Foto: Jesper Johans) 17
Figur 4. Spridningsdiagram för den totala muskelaktiviteten. 25
Figur 5. Spridningsdiagram för vänster bens procentuella andel av muskelaktiviteten. 27
Figur 6. Spridningsdiagram för korrelationen mellan Total MA och gånghastigheten vid första testet. 28

Tabeller

Tabell 1. Bakgrundsvariabler för undersökningsgruppen. 19
Tabell 2. Deskriptiv statistik för undersökningen. 23
Tabell 3. Analys av vänster bens procentuella muskelaktivitet med ICC. 24

FÖRORD

Jag vill rikta ett stort tack till studerande och personal från Yrkeshögskolan Arcada som frivilligt ställde upp som testdeltagare för mitt examensarbete. Utan ert deltagande hade jag inte haft ett arbete att presentera.

Familj, vänner och klasskamrater har funnits där för att stötta mig och för att diskutera olika idéer och olika infallsvinklar och lösningar på problem längs vägen. Det är jag oerhört tacksam för.

Jag vill också tacka lärarna Thomas Hellstén och Joachim Ring som först och främst bjöd med mig i projektet och som har varit tillmötesgående och till stor hjälp då det behövts.

1 INLEDNING

Att iaktta och mäta eventuella skillnader hos människor genomsyrar en fysioterapeuts arbete. Med mobila mätinstrument kan fysioterapeuten vara mera flexibel i sitt arbete och utföra tester i olika miljöer. Persson (2015) skriver att kläder med inbyggd teknologi skapar förutsättningar för att göra mätningar utan något externt mätningsredskap som eventuellt skulle kunna hindra en naturlig rörelse. Dessa smarta textilier har ett fantastiskt gränssnitt mot människokroppen menar Persson, vilket gör dem följsamma och åtsittande vid rörelser utan att påverka användaren mera än ett klädesplagg av vanliga textilier. Everett (2010 s. 241) menar att det är en nackdel att tester görs för isolerade rörelser. Därför skulle det finnas potential för att göra mätningar med smarta textilier. Då kan tester göras med funktionella rörelser i vardagliga situationer, och man kan då analysera rörelserna i de situationerna. Det gör det också möjligt att göra mätningar ute på fältet, utanför fysioterapimottagningen eller testlaboratoriet. Smarta textilier skulle också ha potential att bli ytterligare ett instrument för att utvärdera effekter av fysioterapi.

Idén för detta arbete är därför att testa reliabiliteten för en typ av smarta textilier, så kallade smartshorts. Smartshortsen har insydda elektroder som mäter muskelaktiviteten för muskelgrupperna m. quadriceps och hamstringmuskulaturen. Ett sätt att säkerställa att mätinstrumentet är pålitligt är att reliabilitetstesta det. Enligt Hassmén & Hassmén (2008 s. 122) innebär god reliabilitet att mätningar kan upprepas tätt efter varandra utan att resultaten varierar. Om god reliabilitet uppnås pekar det mot att shortsen kan användas vid kliniska bedömningar.

Jag kommer att analysera hur väl muskelaktiviteten korrelerar mellan två likadana gångtest. Jag är även intresserad av att undersöka om det finns något samband mellan gånghastigheten och muskelaktiviteten mellan olika testdeltagare.

Detta examensarbete är en del av ett projekt som pågår på Yrkeshögskolan Arcada och är en fortsättning på en tidigare genomförd undersökning av Bengs et al. (2017). Projektets syfte är att undersöka om smarta textilier kan användas inom rehabiliteringen efter knäoperationer. Mitt examensarbete, som del i projektet, går ut på att reliabilitetstesta dessa

smartshorts på friska personer i arbetsför ålder. Resultatet från undersökningen i examensarbetet kan ge en indikation om shortsen med insydda elektroder är pålitliga nog att användas vid kliniska undersökningar och i kliniskt arbete inom fysioterapi.

2 BAKGRUND

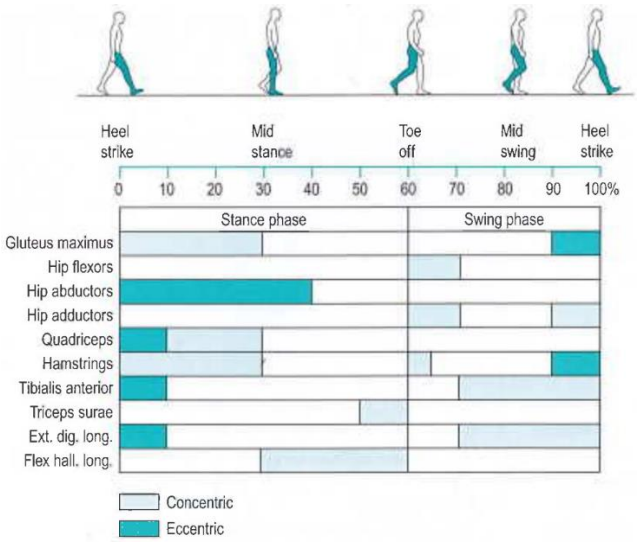
I bakgrunden kommer jag att presentera och förklara relevanta faktorer för mätning av muskelaktivitet vid gång. Presentationen sker med hjälp av litteratur och tidigare forskning inom ämnet. Litteratursökningen för bakgrunden i detta examensarbete har gjorts i Yrkeshögskolan Arcadas bibliotek och i databaserna PubMed, Academic Search Elite (EBSCO) och SPORTDiscus (EBSCO) med olika kombinationer av sökorden electromyography, emg, walking, thigh, gait cycle, muscle activity, muscular activity, gait, muscle activation, gait speed, walking speed, surface electromyography, needle electromyography, overground och treadmill. Lämpliga artiklar för detta examensarbete har även hittats ur källförteckningen från artiklar hittade med ovannämnda sökord och från shortstillverkarens webbplats.

2.1 Gångcykeln

Att gå är ett komplext rörelsemönster som kräver koordinerat arbete av nervsystemet. För en frisk människa är det en naturlig rörelse som sker automatiskt. Normal gång involverar hela kroppen. Även om det mesta av rörelserna sker i nedre extremiteten, så sker det även rörelser i ryggraden och i övre extremiteten. (Everett & Trew 2010 s. 176)

Everett & Trew (2010 s. 176-180) beskriver gångcykeln utförligt med fokus på de olika skedena i cykeln. Enligt författarna innefattar gångcykeln hälisättning, följt av stödfas, frånskjut, pendelfas och sedan hälisättning igen. Hälisättning är då den främre fotens häl tar i marken. I det skedet har den andra foten också kontakt med underlaget och kroppens tyngdpunkt är som lägst, vilket innebär att detta är den stadigaste fasen under gångcykeln. Efter det flyttas tyngden över till det benet som gjort hälisättningen samtidigt som tyngdpunkten flyttas framom samma ben. Detta är stödfasen då tyngdpunkten är som högst för det benet och samtidigt har den gående en liten stödyta, vilket gör att det är den ostadig-

aste fasen under gångcykeln. Under stödfasen pendlar det andra benet fram för hälisättning och då det skett börjar frånskjutet med det ben som nu är bakom. Frånskjutet är initieringen för pendelfasen då benet pendlar fram för att återigen närma sig hälisättning. Vanligast är att man undersöker en gångcykel från hälisättning till hälisättning men det är inget hinder att undersöka den med start i någon av de övriga faserna.



Figur 1. Muskelaktivitet under gångcykeln. (Everett & Trew 2010 s. 182)

I figur 1 ser man de största musklerna och muskelgrupperna i nedre extremiteten som är involverade under gångcykeln och i vilka faser som de är aktiva och hurdant muskelarbete som sker när de är aktiva. Från hälisättning till mitten av stödfasen kontraheras m. gluteus maximus och hamstringmuskulaturen för att extendera höften. De arbetar koncentriskt för att åstadkomma extensionsrörelsen i höften. I början av pendelfasen aktiveras hamstringmuskulaturen som knäflexorer för att lyfta foten från underlaget. Under de sista 10 procenten av gångcykeln arbetar m. gluteus maximus och hamstringmuskulaturen excentriskt för att bromsa höftflexionen (benpendeln framåt) och hamstringmuskulaturen bromsar även underbenets framfart (knäextensionen) i slutet av pendelfasen. Höftflexorerna och höftadduktorerna är aktiva i inledningen av pendelfasen för att initiera pendelrörelsen framåt från frånskjutet. Höftadduktorerna är även aktiva före hälisättning. M. quadriceps är aktiv under 30 procent av gångcykeln, från hälisättning till stödfas. Under den perioden jobbar m. quadriceps först excentriskt för att kontrollera knäets position och övergår sedan till koncentriskt arbete för att kontrollera knäflexionen. Efter stödfasen är inte m. quadriceps aktiv förrän gångcykeln börjar om med hälisättning. M. tibialis anterior och

m. extensor digitorum longus arbetar excentriskt vid hälisättningen för att kontrollera fotisättningen så att inte fotbladet slår ner i underlaget. Efter frånskjutet arbetar samma muskler koncentriskt för att föra foten från plantarflexionen i frånskjutet till dorsalflexionen vid hälisättningen. Detta för att tårna inte ska slå i underlaget i pendelfasen och för att foten skall vara i den optimala ställningen för hälisättningen. M. flexor hallicus longus arbetar koncentriskt från mitten av stödfasen till dess att tårna lättar från marken och inleder pendelfasen. Den muskeln kontraheras för att skapa frånskjutet genom plantarflexion av fotleden och får sedan hjälp av m. triceps surae att slutföra samma rörelse. (Everett & Trew 2010 s. 182-183)

2.2 Elektromyografi

Elektromyografi (EMG) heter metoden för att samla in de elektriska signalerna som uppstår vid en muskelkontraktion. De elektriska signalerna kan samlas in med ytelektroder eller nålelektroder, där ytelektroderna är den vanligaste typen av elektroder vid EMG. Ytelektroderna består normalt av små silver- eller silverkloridskivor som är en centimeter i diameter. Nålelektroderna består av injektionsnålar som fungerar som elektriska ledare och de förs in i muskeln där de registrerar de elektriska signalerna. Det finns även en elektrodtyp som kallas trådelektroder och som är mindre invasiva än nålelektroder. Det finns viss evidens för att ytelektroderna ger pålitligare resultat och att de är att föredra då de inte kräver ett ingrepp för att användas. (Everett 2010 s. 238-239)

Baker (2013 s. 74) skriver att man med större ytelektroder kan utläsa större signaler på elektromyogrammet men det kan istället minska frekvensinnehållet i elektromyogrammet samtidigt som risken är större för att ytelektroderna registrerar muskelaktivitet från intilliggande muskler, så kallat cross-talk. Enligt Baker (2013 s. 75) så krävs det ibland att nålelektroder används. Det handlar då främst om att man vill mäta muskelaktiviteten i små djupt liggande muskler. Baker säger vidare att nackdelen med nålelektroderna i jämförelse med ytelektroderna är att du med nålelektroderna endast mäter muskelaktiviteten i en liten del av muskeln. Ytelektroderna har större möjlighet att registrera muskelaktiviteten i hela muskeln.

I en småskalig studie av Watanabe & Akima (2011) testas om EMG-signaler från ytelektroder är likvärdiga med nålelektroder vid kontraktion av m. vastus intermedius. Nålelektroder placerades på mitten och distalt i muskeln och ytelektroder placerades distalt, då det är den enda delen av muskeln som är tillräckligt ytlig för användningen av ytelektroder. De fann stark korrelation mellan alla mätplatser i m. vastus intermedius hos alla sex testpersoner. Resultatet från denna studie skulle innebära att mätning av EMG med ytelektroder på den distala delen av m. vastus intermedius är reliabelt för att mäta muskelaktiveringen som sker i hela muskeln. Testpersonerna gjorde en stegrande kontraktion till 30 procent av en maximal kontraktion och resultaten i undersökningen begränsas i viss mån av detta. Författarna påpekar även detta själva och säger att ytterligare undersökningar behöver göras för kraftigare kontraktioner för att se om de resultaten överensstämmer med denna studies resultat.

Baker (2013 s. 82) skriver att korrekt placering av elektroderna är nyckeln till att samla in tillförlitliga data vid EMG-undersökningar. Baker förklarar vidare att ytelektroderna skall placeras på muskelbuken längs med muskelfibrerna och att det därför krävs goda anatomiska kunskaper av testledaren. The SENIAM project har tagit fram rekommendationer för användning av ytelektroder. I rekommendationerna framkommer bland annat hur och var elektroderna skall vara placerade vid EMG-mätningar. Det finns rekommendationer för elektrodplacering för muskler i ryggen, skuldergördeln och övre och nedre extremiteten. (SENIAM)

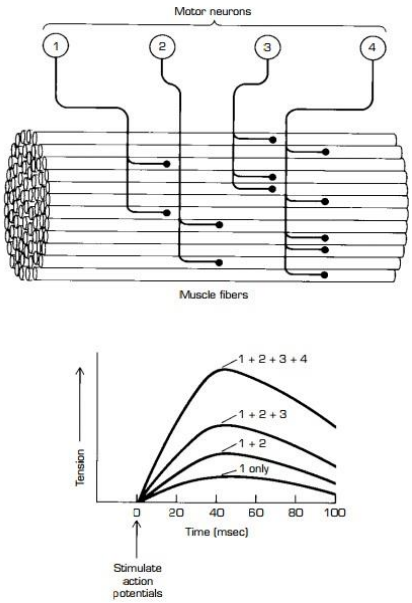
Campanini et al. (2007) använde sig av ytelektroder vid EMG-mätningar av muskelaktivitet i underbenets muskler vid gång. De undersökte variationer i EMG-signalerna beroende på placeringen av elektroderna. De använde sig av 12 eller 9 ytelektroder som placerades i rutnät i formationer om 4 x 3 eller 3 x 3 för varje muskel som testades och i längsgående riktning med muskelfibrerna. Forskarna kom fram till att timingen av muskelaktiveringen går att bedöma pålitligt med ytelektroder om man minimerar cross-talk, medan muskelaktiveringens intensitet inte gick att mäta reliabelt då forskarna mätte stora variationer i intensitet beroende på elektrodplaceringen.

Enligt Everett (2010 s. 239) så kan EMG-signaler granskas i sin ursprungliga form eller efter att de har behandlats i ett dataprogram. Everett skriver vidare att EMG-signalerna

behandlas för att de lättare ska kunna jämföras och vara lättare att undersöka korrelationer med andra signaler. Då signalerna behandlas appliceras filter på ursprungssignalerna som jämnar ut och tar bort eventuellt signalbrus. Filtren presenterar ett medeltal av muskelaktiviteten över en kort tid. Ju lägre frekvens filtret har, desto mera utjämnad blir också signalen. (Baker 2013 s. 76-78)

2.2.1 Muskelkontraktion

För att det ska kunna ske en aktiv rörelse i en led kräver det att en eller flera muskler, som sträcker sig över leden, kontraheras. Som exempel kan jag nämna knäleden. För att det ska kunna ske en aktiv sträckning av knäet krävs det att m. quadriceps, som har sitt ursprung på tarmbenet och lårbenet och fäster under knäet på ett utskott på skenbenet, kontraheras. När m. quadriceps kontraheras kommer då knäet att sträckas. Innan en muskel kontraheras sker kemiska reaktioner i den neuromuskulära synapsen, som involverar motoriska nervceller och muskelfibrer (Sand et al. 2006 s. 241). Denna reaktion leder till att en aktionspotential utlöses och sprids i muskelfibern. Då aktionspotentialen sprids i muskelfibern smiter en liten elektrisk ström iväg från muskelfibern i riktning mot huden och det är den strömmen som kan samlas in med ytelektroder och mätas med EMG (Everett 2010 s. 239). Enligt Baker (2013 s. 73) så blir den elektriska signalen svagare ju tjockare hud och subkutan vävnad som finns mellan muskelfibrerna och ytelektroderna. Baker menar också att signaler från ytligare fibrer är lättare att upptäcka än de signaler som kommer från djupare liggande muskelfibrer.



Figur 2. Aktionspotentialen vid isometrisk muskelkontraktion. (Matthews 2009 s. 183)

Sand et al. (2006 s. 241) skriver att en motorisk nervcell innerverar flera muskelfibrer men en muskelfiber innerveras endast av en motorisk nervcell. Den motoriska nervcellen med alla de muskelfibrer som den innerverar kallas för en motorisk enhet. Enligt Boakes & Rab (2005 s. 105) är alla muskelfibrer i samma motoriska enhet av samma muskelfibertyp. Det finns tre olika muskelfibertyper: typ I (långsamma), typ IIa (snabba) och typ IIb (snabba). I de flesta musklerna finns alla olika muskelfibertyper representerade, men i olika grad beroende på vilken muskel det är. Enligt Sand et al. (2006 s. 246) hör de långsamma muskelfibrerna till små motoriska enheter, vilket betyder att det är få muskelfibrer som innerveras av samma motoriska nerv. Det är dessa små motoriska enheter som rekryteras först vid en muskelkontraktion. När muskelkontraktionen blir kraftigare rekryteras fler och större motoriska enheter och sist rekryteras de stora motoriska enheterna, som består av snabba muskelfibrer (figur 2). Boakes & Rab (2005 s. 107) skriver att kraftigare kontraktion av en muskel uppnås genom rekrytering av fler motoriska enheter och i och med det ökar mängden aktionspotentialer i muskelns motoriska nervceller och de sprids ut i muskeln. En kraftigare kontraktion av en muskel går därigenom att utläsa från ett elektromyogram som förhöjd muskelaktivitet (Everett 2010 s. 239).

2.2.2 Tidigare forskning med EMG

Sousa & Tavares (2012) har undersökt gånghastighetens påverkan på muskelaktiviteten under stödfasen vid gång. Musklerna som undersöktes var m. gluteus maximus, m. rectus femoris, m. biceps femoris och m. gastrocnemius medialis. Muskelaktiviteten undersöktes med EMG och ytelektroder. Mätningarna gjordes under en åtta meters sträcka som hade en accelerationssträcka före och en decelerationssträcka efter. Testpersonerna gick i tre olika hastigheter. Gånghastigheten utgick från testpersonernas självvalda hastighet. En långsammare och en snabbare hastighet beräknades från den självvalda hastigheten. Den långsammare hastigheten var 25 procent lägre än den självvalda hastigheten och den snabbare hastigheten var 25 procent snabbare än den självvalda hastigheten. Under testerna användes metronom som stöd för att testpersonerna skulle veta vilken takt de skulle gå i. Av resultaten framkom det att muskelaktiviteten generellt sett var lägre vid den självvalda hastigheten än vid både långsammare och snabbare gånghastighet.

Hof et al. (2002) undersökte gånghastighetens påverkan på EMG-profiler från nedre extremiteten vid gång. EMG-profilerna visar muskelaktiviteten under gångcykelns olika faser. Gångtesterna gjordes inomhus i en korridor med tidtagarsensorer för att mäta gånghastigheten. Testerna utfördes i fem olika hastigheter och testpersonerna fick feedback på deras hastighet och fick justera den för att den skulle passa för de fem valda hastigheterna som skulle undersökas. Resultaten från undersökningen visar att de genomsnittliga EMG-profilerna för muskler i nedre extremiteten ändrar betydligt med gånghastigheten. Delar av EMG-profilen visade ökad muskelaktivitet vid ökad hastighet, medan andra delar inte visade någon skillnad. Detta är beroende av under vilken del av gångcykeln man analyserar muskelaktiviteten och under vilken del av gångcykeln som den analyserade muskeln arbetar. För m. tibialis anterior och m. rectus femoris fann författarna avvikande resultat jämfört med övriga musklers korrelation med gånghastighet.

Gazendam & Hof (2007) har undersökt muskelaktiviteten vid gång och löpning i flera olika hastigheter på löpband. De använde sig av ytelektroder för att mäta muskelaktiviteten från 14 olika muskler i nedre extremiteten. Resultaten de fick vid gångtesterna har de jämfört med resultaten från Hof et al. (2002) och fann att mönstren för EMG-profilerna

var identiska men att amplituderna i profilerna var i genomsnitt lägre vid denna undersökning.

I en studie av Wall-Scheffler et al. (2010) presenteras resultat som visar på en stark korrelation mellan muskelaktivitet i lårmuskulaturen och gånghastighet på plant underlag och i uppförsbacke. Undersökningen använde standardiserade hastigheter för både gång och löpning för alla deltagare genom att testerna genomfördes på ett löpband. Sju muskler eller muskelgrupper i nedre extremiteten undersöktes med EMG och dessa var m. gluteus medius, m. gluteus maximus, m. rectus femoris, m. vastus lateralis, m. biceps femoris, de mediala hamstringsmusklerna och höftadduktorerna. För alla muskler utom m. gluteus maximus fann författarna ett signifikant förhållande mellan muskelaktiviteten och gånghastigheten och av de musklerna hade alla utom m. gluteus medius en positiv korrelation mellan muskelaktivitet och gånghastighet. Författarna undersökte också om antropometriska mått har något samband med muskelaktiviteten vid gång och löpning. De fann att längden av nedre extremiteten, avståndet mellan höger och vänster trochanter major, höftbenets bredd och det crurala indexet (längden av tibia dividerat med längden av femur) på olika sätt hade signifikanta förhållanden till muskelaktiviteten vid gång och löpning.

Lee & Hidler (2008) har undersökt skillnader i gångparametrar (så som steglängd och gångtakt), benens kinematik, ledmoment och ledkrafter samt muskelaktivitet vid gång på plant underlag jämfört med gång på löpband. Överlag fann författarna få skillnader i gångparametrar eller benens kinematik mellan de olika underlagen. Däremot fann de skillnader i ledmoment och ledkrafter i sagitalplanet. De fann även skillnader i muskelaktiviteten mellan de olika underlagen. Där var skillnaderna störst i m. tibialis anterior, hamstringsmuskulaturen, m. vastus medialis, m. adductor longus och m. rectus femoris. För hamstringsmuskulaturen, m. vastus medialis och m. adductor longus var muskelaktiviteten högre i början och mitten av pendelfasen under gång på plant underlag medan förhållandet sedan var det omvända för dessa muskler i slutet av pendelfasen (det var då signifikant högre muskelaktivitet vid gång på löpband). För m. rectus femoris fann författarna signifikant högre muskelaktivitet vid gång på löpband i övergången mellan stödfas och pendelfas och i slutet av pendelfasen.

Shanbehzadeh et al. (2014) har undersökt muskler i nedre extremiteten och deras delaktighet och fördelning av muskelarbete under en-bens knäböj hos personer som har genomgått främre korsbandsrekonstruktion i ett knä. Den genomsnittliga tiden efter operationen då testpersonerna deltog i undersökningen var 9,3 månader. Resultaten har jämförts med det icke opererade benet och med personer från en frisk kontrollgrupp. Resultaten visar att m. vastus medialis var signifikant mindre delaktig i en-bens knäböj med det opererade knäet i jämförelse med det icke opererade benet och kontrollgruppen. M. vastus lateralis och m. gluteus maximus visade istället en högre delaktighet under rörelsen med det opererade benet jämfört med det icke opererade benet och kontrollgruppen. Muskelaktiviteten mätt med EMG visade att m. vastus medialis hade signifikant lägre aktivitet i det opererade knäet jämfört med både det icke opererade knäet och kontrollgruppen.

I en systematisk litteraturstudie har Shanbehzadeh et al. (2015) granskat studier som undersökt muskelaktivitet i musklerna runt knäleden vid gång för patienter med främre korsbandsrupturer (ACL-ruptur). Av denna studie framkom att personer med ACL-ruptur har förhöjd och förlängd muskelaktivitet i hamstringmuskulaturen vid gång. Det framkom att det finns sänkt aktivitet i m. quadriceps i det akuta skedet av skadan. Detta har tagits i beaktande då jag utformat exklusions- och inklusionskriterierna för detta examensarbete.

2.3 Smartshorts

Smartshortsen är tillverkade av elastiskt kompressionsmaterial för att vara tätt åtsittande runt låren så att ytelektroderna har optimal kontakt med huden hela tiden. Elektroderna är insydda i kompressionsmaterialet och ledningarna från elektroderna till sändaren är isolerade för att minska eventuella störningar i signalerna. Elektroderna registrerar muskelaktivitet från musklerna i fram- och baklår i båda benen (figur 3). Sändaren kan antingen lagra data som i ett senare skede överförs till programvara som hör till shortsen eller överföra data i realtid till en dator eller smarttelefon via Bluetooth där det visas i tillhörande programvara. Programvaran visar den genomsnittliga muskelaktiviteten från alla undersökta muskelgrupper under ett givet tidsintervall, skilt för varje muskelgrupp och som ett totalt genomsnitt. Muskelaktiviteten anges i enheten mikrovolt (µV). I programvaran kan man även se den procentuella fördelningen mellan fram- och baklår, höger och vänster lår och mellan varje muskelgrupp. (Myontec Ltd 2015; Myontec Ltd 2016)

Figur 3. Smartshortsen med avigsidan ut. Framlårens elektroder (t.v.) och baklårens elektroder (t.h.). (Foto: Jesper Johans)

2.3.1 Forskning med smartshorts

Finni et al. (2007) har testat smartshortsens validitet och reliabilitet. Validiteten undersöktes genom att jämföra resultat från smartshortsen med resultat från traditionella ytelektroder vid knäextension med en belastning på 60 procent av maximal kontraktionskraft. Reliabiliteten undersöktes genom att smartshortsens upprepbarhet testades mellan testtillfällen med en paus på en minut i mellan och mellan olika dagar under fem dagar i följd. Resultaten i undersökningen visar att muskelaktiviteten mätt med smartshortsen överensstämde bra med muskelaktiviteten mätt med de traditionella ytelektroderna. Författarna drog således slutsatsen att smartshortsen har god validitet och reliabilitet.

Bengs et al. (2017) undersökte smartshortsens reliabilitet vid gång uppför och nedför trappor samt vid hukningar. I studien undersöktes shortsen på 34 personer i arbetsför ålder och författarna fann att smartshortsen reliabelt kan mäta muskelaktivitet vid vardagliga aktiviteter. I studien fokuserade författarna på det procentuella förhållandet mellan muskelaktiviteten i höger och vänster ben.

3 SYFTE OCH FRÅGESTÄLLNINGAR

Syftet med detta examensarbete är att undersöka reliabiliteten hos shortsen med inbäddade elektroder vid gång i normal takt och jämn hastighet på plant underlag och att bedöma om det finns en korrelation mellan muskelaktiviteten i lårmuskulaturen och gånghastigheten mellan de olika testpersonerna. Frågeställningen blir då följande:

- Ger shortsen likadana resultat vid upprepade testtillfällen under likadana förutsättningar?
- Korrelerar muskelaktiviteten i lårmuskulaturen med gånghastigheten mellan olika individer?

4 METOD

I undersökningen har reliabiliteten testats med test-retest metoden. Metoden går ut på att man gör två eller flera mätningar efter varandra för att se om det finns något samband mellan mätningarna. Om det är för lång tid mellan testerna kan det ske en förändring i testpersonens tillstånd och det försämrar reliabiliteten (Hassmén & Hassmén 2008 s. 125). Tanken var att gångtesterna skulle utföras under samma dag och med tanke på att gång är en vardaglig aktivitet var behovet av paus eller återhämtningen inte stort mellan testerna. Därför var en paus på 30 minuter passligt för att inte testresultaten från den andra mätningen ska påverkas av ansträngningen från den första mätningen. För att sedan se hur reliabla resultaten är kommer de att analyseras med Pearsons produktmomentkorrelationskoefficient (Pearsons r) och Intraclass Correlation Coefficient (ICC). De ger en uppfattning om upprepbarheten vid undersökningar där två mätningar har gjorts, vilket är fallet i denna undersökning.

4.1 Testpersoner

Till undersökningen rekryterades 30 individer i arbetsför ålder (18-65 år), 17 kvinnor och 13 män. En man, vars resultat avvek mycket från de övrigas och som också hade problem med kontakten mellan shortsen och datorn, togs bort ur undersökningen. Analysen gjordes således på 29 personer; 17 kvinnor och 12 män. Den genomsnittliga åldern för testdeltagarna i undersökningsgruppen (tabell 1) var 27 år med en standardavvikelse (SD) på 8,46.

Tabell 1. Bakgrundsvariabler för undersökningsgruppen.

Undersökningsgruppen

	N	Range	Minimum	Maximum	Medeltal	Standardavvikelse
Ålder	29	28,00	20,00	48,00	27,00	8,46
Längd (cm)	29	35,00	159,00	193,00	173,28	9,09
Vikt (kg)	29	44,20	53,50	97,70	73,54	12,55
BMI	29	9,40	20,57	29,97	24,36	2,61

Rekryteringen av testpersoner skedde inom Yrkeshögskolan Arcada genom e-postutskick till lärare och studerande, genom presentation av undersökningen inför olika studerandegrupper och genom att tillfråga studeranden och personal personligen om de var intresserade av att delta i undersökningen. För att kunna delta i undersökningen krävdes att testpersonerna inte hade genomgått operation i nedre extremiteten under det senaste året och inte heller haft någon muskel- eller ledskada i nedre extremiteten som krävt läkarbesök under de senaste två månaderna. Deltagarna informerades om undersökningen och fick skriva under informerat samtycke (Bilaga 1) med vetskapen om att de hade möjlighet att avbryta testet när som helst, om de så ville.

4.2 Design

Testet inleddes med att testpersonen informerades om undersökningens syfte, upplägg, garanti om anonymitet och att testpersonen hade rätt att avbryta testet när som helst utan att behöva uppge orsak. Testpersonen intygade sedan att den hade förstått informationen och accepterade att delta i undersökningen genom att underteckna blanketten om informerat samtycke. Testpersonen prövade ut passlig storlek på smartshortsen (Myontec Ltd, Kuopio, Finland) och jag, som testledare, blötte elektroderna i shortsen ordentligt med vatten innan testpersonen klädde på sig shortsen. När testpersonen hade tagit på sig shortsen kontrollerade jag att elektroderna hade bra kontakt med huden. Bakgrundsvariablerna vikt och längd samlades in genom vägning och mätning. Testpersonens ålder tillfrågades.

Testpersonen informerades sedan om hur själva testet skulle gå till. En 18 meters sträcka var uppmätt med tidtagarsensorer (Spin test LCC, Tallinn, Estland) vid 4 meters och 14 meters markeringarna. Det var under de tio mellersta metrarna av gångsträckan som insamlingen av data från muskelaktiviteten och gånghastigheten skedde. Tidtagarsensorernas reflektorer ställdes in så att nedre kanten av reflektorerna var 100 centimeter ovan underlaget. Testpersonen instruerades att gå hela 18 meters sträckan i egen normalt takt med jämn hastighet.

Eftersom det i dessa tester var gånghastigheten som var den oberoende variabeln, den som jag som testledare kunde påverka, förväntade jag mig att den skulle vara densamma vid båda testtillfällen för samma individ. Testpersonerna instruerades att gå i normal takt med jämn hastighet vid båda testerna, och då förutsatte jag att hastigheten skulle vara densamma vid båda testerna. Vad som är normal gångtakt och hastighet kan variera från individ till individ och därför ville jag undersöka om gånghastigheten påverkar muskelaktiviteten, den beroende variabeln, mellan olika individer.

Då testpersonen hade fått instruktionerna och förstått dem påbörjades testerna. Testpersonen startade bakom en utsatt linje. Jag räknade ner från tre (*Tre, två, ett, nu!*). Då jag sade ”nu” började testpersonen gå. När testpersonen passerade den första tidtagarsensorn efter 4 meter gjorde jag en intervallmarkering i programvaran som hör till shortsen, och igen när testpersonen passerade den andra tidtagarsensorn efter 14 meter. Detta gjordes för att markera det intervall som skall analyseras gällande muskelaktivitet och gånghastighet. När testpersonen nådde 18 metersmarkeringen uppmanades den att stanna och testet var slut. Instruktionerna och testet upprepades på samma sätt 30 minuter senare. Mellan testerna matade jag in testresultaten från programvaran som hör till shortsen till ett Microsoft Excel-kalkylblad.

För att standardisera testtillfällena utformade jag ett testprotokoll (Bilaga 2) med instruktioner som skulle följas vid varje testtillfälle. Undersökningen skedde i Arcadas lokaler.

4.3 Datainsamling

I detta examensarbete har shortsen med inbäddade elektroder testats två gånger per testperson för att se om shortsen ger liknande resultat båda gångerna. Shortsen har en sändare som är uppkopplad mot en bärbar dator via Bluetooth. Sändaren skickar data från shortsen till datorn där muskelaktiviteten visas i realtid på skärmen i programvaran som hör till shortsen. Data lagras även i programmet. Efter testernas utförande har data från programmet överförts till ett Microsoft Excel-kalkylblad för att lättare kunna exporteras till ett statistikprogram för analys. Där analyseras reliabiliteten för shortsen och korrelationen mellan gånghastigheten och muskelaktiviteten mellan olika individer utgående från uppmätta data. Gånghastigheten mäts med hjälp av rörelsekänsliga tidtagarsensorer som registrerar när en testperson passerar dem. Tiden upptas på en 10 meters sträcka, samma sträcka som används för att analysera muskelaktiviteten.

4.4 Data-analys

Resultaten har analyserats med Pearsons r och ICC i IBM SPSS Statistics (v. 24, IBM, New York, USA). Pearsons r har ett spann från -1 till +1, där -1 betyder att det finns ett totalt negativt samband, +1 betyder att det finns ett totalt positivt samband och 0 betyder att det inte finns något samband alls. För att en undersökning enligt test-retest metoden ska uppvisa hög reliabilitet bör koefficienten vara nära +1. För ett mätinstrument bör korrelationskoefficienten vara minst 0,7 men det kan krävas ett högre värde då instrument inom naturvetenskap reliabilitetstestas (Hassmén & Hassmén 2008 s. 124-125). Atkinson & Nevill (1998) säger däremot att ett instrument bör ha en korrelationskoefficient med Pearsons r över 0,8 för att klassas som reliabelt. Jag har i analysen av resultaten valt att följa Atkinson & Nevill (1998) och deras rekommendation för vad Pearsons r ska vara för att ett instrument ska vara reliabelt.

ICC har använts för att analysera vänster bens procentuella andel av muskelaktiviteten vid båda testtillfällen. ICC beskriver till vilken relativ grad två mätningar tagna vid två olika tillfällen av samma testare är reliabla. Det är en relativ koefficient som påverkas av spridningen i testgruppen och skillnaden mellan de upprepade testtillfällena. ICC:s spann är från 0 till 1 där 1 betyder full korrelation och 0 betyder ingen korrelation alls (Barton

& Peat 2014 s. 322). Valkeinen et al. (2014) skriver att för att ICC ska klassas som hög ska koefficienten vara över 0,9. Mellan 0,7 och 0,9 klassas den som medelmåttig och om den är under 0,7 klassas den som svag. Om mätinstrumentet skall användas kliniskt så ska dess ICC vara minst 0,9 och om det ska användas i undersökningssyfte så får ICC inte vara under 0,8.

4.5 Etiska överväganden

Undersökningen involverar frivilliga människor. För att säkerställa anonymiteten för deltagarna så har testresultaten behandlats varsamt och förvaras på ett säkert ställe. För denna undersökning gäller det etiska lov (Bilaga 3) som givits Dagny Bengs av Arcadas etiska råd för att utföra undersökningen i skolan. Jag fick ett godkännande av etiska rådets ordförande och Bengs handledare att använda detta lov då samma testprocedur användes som i hennes arbete. På grund av tekniska skäl gjordes mina tester med en kortare gångsträcka än vad som hade ansökts om i det etiska lovet. Under hela arbetsprocessen har Forskningsetiska delegationens direktiv för god vetenskaplig praxis följts (TENK 2012).

5 RESULTAT

Undersökningsgruppens bakgrundsvariabler presenterades i tabell 1. En testdeltagare behövde göra om andra gångtestet på grund av att tidtagarsensorerna inte startade tidtagningen då testpersonen passerade dem. En testdeltagare hade inte lämpliga skor med sig så personen gick barfota istället. En annan testdeltagare hade varit och tränat i konditionssal innan testet. En testdeltagare hade haft kraftiga muskelbristningar i båda baklåren för flera år sedan och för den personen krävdes det också en omstart av programvaran för att få kontakt mellan shortsen och datorn vid första testet. Dessa personer inkluderades i testerna, trots dessa noteringar, eftersom de inte uppfyllde de utformade exklusionskriterierna.

Tabell 2. Deskriptiv statistik för undersökningen.

	Gångtest 1		Gångtest 2		
	Medelvärde	Standardavvikelse	Medelvärde	Standardavvikelse	Pearsons r
Hastighet (m/s)	1,55	0,17	1,56	0,17	0,91
Total MA (µV)	75,83	23,05	73,10	21,07	0,96
MA LQ (µV)	19,38	4,21	19,17	4,18	0,93
MA RQ (µV)	16,17	5,21	15,66	5,20	0,91
MA LH (µV)	19,66	8,58	18,55	7,17	0,91
MA RH (µV)	20,55	9,78	19,62	8,93	0,97
MA L (%)	51,75	3,92	51,94	3,98	0,78

(Total MA = den totala muskelaktiviteten, MA LQ = muskelaktiviteten i vänster framlår, MA RQ = muskelaktiviteten i höger framlår, MA LH = muskelaktiviteten i vänster baklår, MA RH = muskelaktiviteten i höger baklår, MA L = den procentuella andelen av muskelaktiviteten i vänster lår)

I tabell 2 visas korrelationskoefficienterna och deskriptiv statistik för de insamlade testresultaten. Gånghastigheten hade en signifikant korrelation mellan testerna som var Pearsons r = 0,91 (p<0,01). Den totala muskelaktiviteten från det första och det andra testet hade den signifikanta korrelationen Pearsons r = 0,96 (p<0,01). Muskelaktiviteten i framlåren hade de signifikanta korrelationerna Pearsons r = 0,93 (p<0,01) och Pearsons r = 0,91 (p<0,01) för vänster respektive höger framlår mellan de två testerna. För baklåren var de signifikanta korrelationerna för muskelaktiviteten mellan första och andra testtillfället Pearsons r = 0,91 (p<0,01) för vänster baklår respektive Pearsons r = 0,97 (p<0,01) för höger baklår. Den procentuella andel av muskelaktiviteten som har uppmätts från vänster ben jämfört med höger ben har räknats ut och analyserats. Pearsons r var 0,78 (p<0,01) för den procentuella fördelningen mellan de två testtillfällena. ICC var 0,79 för vänsterbens procentuella andel av muskelaktiviteten (tabell 3).

Tabell 3. Analys av vänster bens procentuella muskelaktivitet med ICC.

Intraclass Correlation Coefficient

		95% Confidence Interval		F Test with True Value 0			
	Intraclass Correlation	Lower Bound	Upper Bound	Value	df1	df2	Sig
Single Measures	0,79	0,60	0,90	8,50	28	29	0,000
Average Measures	0,88	0,75	0,95	8,50	28	29	0,000

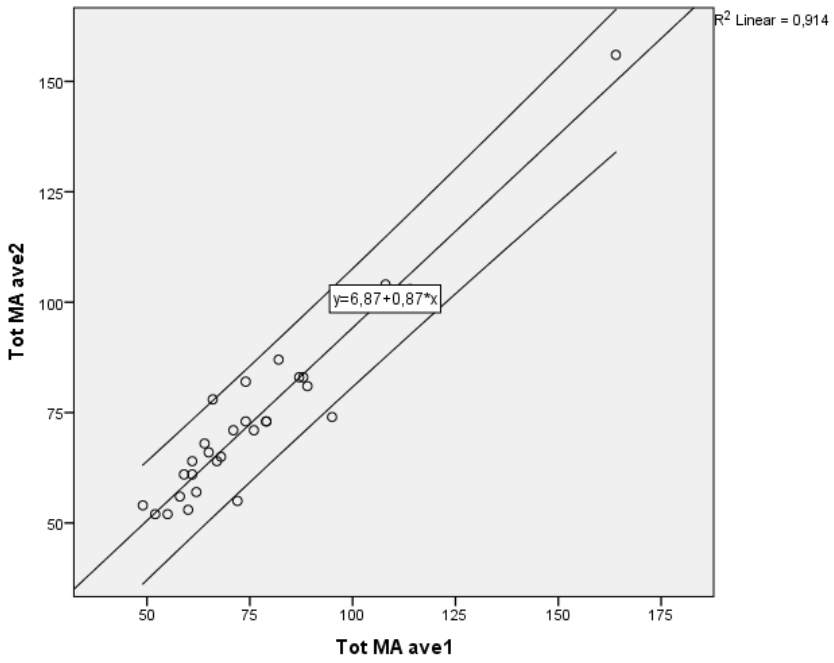
Mellan den totala muskelaktiviteten och gånghastigheten under första testet var korrelationen Pearsons r = 0,36 (p=0,06). Under andra testet var motsvarande korrelation Pearsons r = 0,43 (p=0,02). Det fanns ingen signifikant korrelation mellan den totala muskelaktiviteten och gånghastigheten.

6 DISKUSSION

Resultaten i undersökningen tyder på att smartshortsen har medelmåttig till god reliabilitet. Enligt Pearsons r fanns det signifikanta korrelationer för alla enskilt testade muskelgrupper, den totala muskelaktiviteten och även för den procentuella muskelaktiviteten i vänster ben. För alla enskilt testade muskelgrupper var korrelationskoefficienterna höga då de alla var över 0,8 (Atkinson & Nevill 1998). Detsamma gäller för den totala muskelaktiviteten som även den hade en korrelationskoefficient över 0,8. Däremot anses inte korrelationskoefficienten för den procentuella muskelaktiviteten för vänster ben vara hög då den inte nådde upp över 0,8 även fast korrelationen var signifikant. ICC för den procentuella muskelaktiviteten i vänster ben var 0,79 vilket betyder att den också klassas som medelmåttig (Valkeinen et al. 2014 s. 18).

Atkinson & Nevill (1998) menar att Pearsons r är känslig för variationen mellan testobjekten. Korrelationskoefficienten kommer inte vara densamma för en heterogen undersökningsgrupp som för en homogen undersökningsgrupp även om båda testgrupperna har exakt samma skillnader i resultatet mellan testtillfällena. Gruppen med mera heterogena

resultat kommer att ha en högre korrelationskoefficient medan den homogena gruppen kommer att ha en lägre korrelationskoefficient. Om man ser på den totala muskelaktiviteten (Tot MA), dess medelvärde och standardavvikelse i tabell 2 så ser man att det vid båda testerna var stor spridning i resultatet mellan individerna, vilket även syns i figur 4. Undersökningsgruppen i min undersökning var alltså heterogen och korrelationen hade enligt Atkinson & Nevill (1998) eventuellt varit lägre om jag undersökt en mera homogen grupp med individer. Atkinson & Nevill (1998) poängterar därför att det är viktigt att komma ihåg att dessa korrelationer inte är jämförbara med andra reliabilitetsstudier. Det går inte heller att projicera resultaten i min studie på en annan målgrupp då den gruppen kan vara mera homogen eller heterogen.



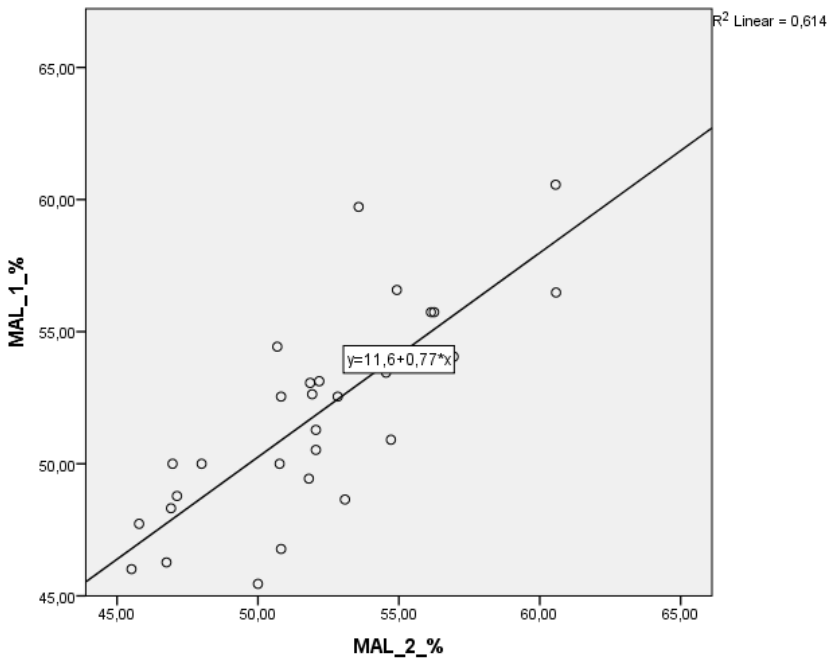
Figur 4. Spridningsdiagram för den totala muskelaktiviteten.

En annan faktor som kan påverka korrelationen för en enskild individs resultat mellan testerna är att jag inte hade standardiserat hastigheten. För att standardisera hastigheten för alla deltagare skulle jag ha kunnat utföra undersökningen på ett löpband. Jag valde trots detta att göra undersökningen med gång på plant underlag. Detta gjorde jag med motiveringen att dessa smartshorts är ett instrument som är skapat för fältarbete och det faktum att Lee & Hidler (2008) har funnit skillnader i muskelaktiviteten då de jämfört gång på plant underlag med gång på löpband. För att reliabilitetstesta shortsen kan man trots detta ändå argumentera för att det hade varit bättre att ha en standardiserad hastighet

under testet. Om man ser på den genomsnittliga hastigheten, dess standardavvikelse och korrelation i tabell 2 så kan man se att den genomsnittliga hastigheten skilde med 0,01 meter per sekund. Standardavvikelsen var lika stor vid båda testerna och det fanns även en stark korrelation (Pearsons r = 0,91 p<0,01) för hastigheten mellan testerna. Detta tyder på att testdeltagarna har lyckats hålla liknande hastigheter vid båda testerna med hjälp av de verbala instruktionerna de fick innan testerna.

Den totala muskelaktiviteten motsvarar summan av de olika muskelgruppernas muskelaktivitet. Den skulle kunna vara densamma vid två olika testtillfällen även om de olika muskelgruppernas muskelaktivitet inte är desamma, så länge de adderar upp till samma totala muskelaktivitet. Om så är fallet så är den totala muskelaktiviteten densamma men förhållandet mellan de olika muskelgrupperna är annorlunda mellan testerna. Därför har jag också analyserat hur stor del av muskelaktiviteten som mäts i det vänstra benet vid de två testerna. Detta ger en inblick i om det finns en eventuell obalans i muskelaktiviteten mellan höger och vänster ben. Detta värde är på sitt sett också mera relevant för en fysioterapeut i dess arbete än muskelaktiviteten angiven i mikrovolt. I tabell 2 finns deskriptiv statistik samt Pearsons r för vänster bens procentuella andel av muskelaktiviteten (MA L) vid testerna. Korrelationskoefficienten är signifikant men lägre än för de övriga analyserade variablerna (Pearsons r = 0,78 p<0,01). Korrelationskoefficienten når inte upp till 0,8 vilket enligt Atkinson & Nevill (1998) krävs för att ett redskap ska anses vara tillräckligt reliabelt. MA L analyserades också med hjälp av ICC (tabell 3). ICC var 0,79 vilket enligt Valkeinen et al. (2014) klassas som en medelmåttig korrelation. Enligt Atkinson & Nevill (1998) så är även ICC känslig för undersökningsgruppens hetero- eller homogenitet på samma vis som beskrevs för Pearsons r tidigare. Skillnaden mellan den totala muskelaktiviteten och vänster bens procentuella andel av muskelaktiviteten är att enheternas värden för variabeln ”totala muskelaktiviteten” är mera heterogena än vad motsvarande värden är för variabeln ”vänster bens procentuella andel av muskelaktiviteten”. Detta åskådliggörs i tabell 2 med hjälp av medelvärden och standardavvikelse samt med spridningsdiagram i figur 4 och figur 5. Kanske det är därför korrelationskoefficienten var lägre för vänster bens procentuella andel av muskelaktiviteten? En annan möjlighet till att Pearsons r och ICC är lägre för MA L än för de övriga analyserade variablerna kan vara att en testperson tog olika många steg med vänster ben i det markerade testområdet vid testtillfällena. I testinstruktionerna fanns inte angivet att testpersonen skulle starta

gångtestet med samma fot vid båda testtillfällena. Om så är fallet skulle gångcyklerna inte vara identiska vid båda testtillfällen och det skulle kanske därför kunna skilja i muskelaktiviteten vilket ben som har varit mera aktivt under gångtestet.

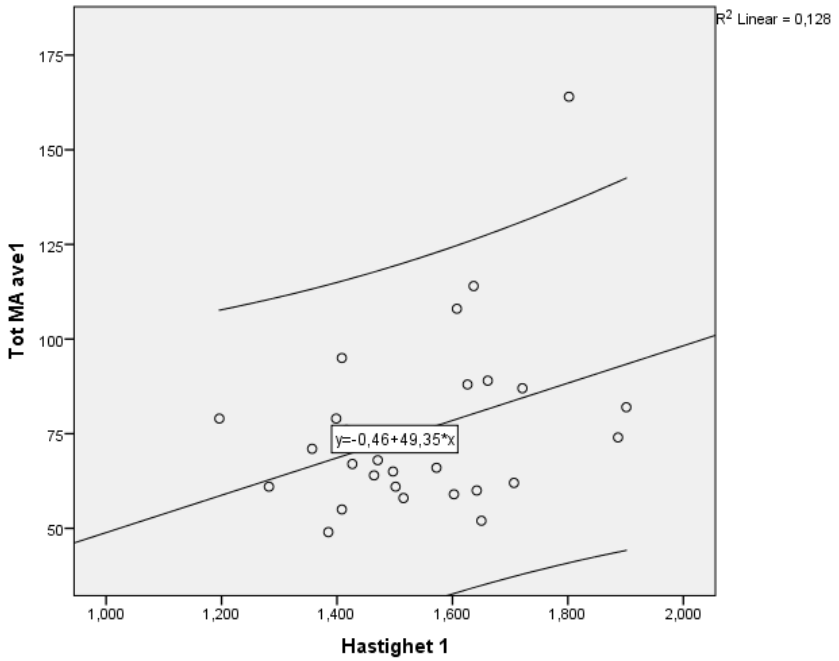


Figur 5. Spridningsdiagram för vänster bens procentuella andel av muskelaktiviteten.

Korrelationskoefficienterna för muskelaktiviteten i de olika muskelgrupperna var genomgående höga, med små variationer sinsemellan (tabell 2). Även för dessa variabler kan man tyda ur medelvärdena och standardavvikelserna att spridningen var stor mellan enheterna och att det kan vara en del av förklaringen till att korrelationskoefficienterna var höga.

Jag ville i min andra frågeställning undersöka om muskelaktiviteten korrelerade med gånghastigheten vid testerna. Korrelationskoefficienterna visade sig vara låga och icke signifikanta (Pearsons r = 0,36 p = 0,06 vid första testet och Pearsons r = 0,43 p = 0,02 vid andra testet). Jag fick förklarat för mig av en senior forskare vid Yrkeshögskolan Arcada, att detta inte var ett oväntat resultat. Om man vill undersöka gånghastighetens inverkan på muskelaktiviteten bör man undersöka det vid flera olika hastigheter för varje enskild individ för att sedan också jämföra resultaten endast för den enskilda individen. Jag blev inte heller förvånad när jag såg de låga korrelationskoefficienterna och spridningsdiagrammet (figur 6) efter att jag hade utfört undersökningen och lagt märke till att

muskelaktiviteten varierade mycket från person till person fastän hastigheten inte varierade i lika stor grad.



Figur 6. Spridningsdiagram för korrelationen mellan Total MA och gånghastigheten vid första testet.

Finni et al. (2007) har undersökt smartshortsens validitet och reliabilitet tidigare och resultaten i deras studie tyder på att shortsen har både god validitet och reliabilitet. Även Bengs et al. (2007) fann att smartshortsen har god reliabilitet. I min undersökning så har shortsen god reliabilitet då man ser till den totala muskelaktiviteten som uppmätts samt muskelaktiviteten för alla enskilda muskelgrupper. När det gäller den procentuella andelen av muskelaktiviteten som uppmätts från vänster ben så kan jag konstatera att reliabiliteten inte är hög, varken med Pearsons r eller med ICC, som kan bero på tidigare nämna faktorer.

Jag har i bakgrunden presenterat flera studier som undersökt gånghastighetens inverkan på muskelaktiviteten (Sousa & Tavares 2012; Hof et al. 2002; Gazendam & Hof 2007; Wall-Scheffler et al. 2010). Dessa har givit lite olika svar på gånghastighetens inverkan på muskelaktiviteten och hur dessa korrelerar. Sousa & Tavares (2012) fann till exempel att muskelaktiviteten var lägre vid en självvald hastighet än vid både långsammare och snabbare gång medan de övriga fann positiva korrelationer mellan gånghastigheten och

muskelaktiviteten. Med min svaga frågeställning gällande det området så går det inte att dra några paralleller till någon tidigare studie.

Shortsen har insydda ytelektroder som är avsedda att täcka områden där fram- och baklårsmuskulaturen är (figur 3). Elektroderna i shortsen är väl placerade för att mäta muskelaktiviteten i m. vastus lateralis och m. vastus medialis i enlighet med rekommendationerna från SENIAM. M. quadriceps innehåller dock två muskler till, som med denna elektrodplacering inte skulle mätas enligt SENIAM:s rekommendationer. Samtidigt har jag i bakgrunden presenterat en småskalig studie av Watanabe & Akima (2011) där slutsatsen var att muskelaktiviteten i m. vastus intermedius gick att mäta med ytelektroder vid muskelns distala ända. Detta skulle betyda att den skulle innefattas av smartshortsens elektroder. SENIAM:s rekommendation för att mäta muskelaktiviteten i m. rectus femoris är att ytelektroderna skulle vara placerade mitt på framsidan av låret, vilket betyder att smartshortsen i sådana fall inte har korrekt elektrodplacering för att mäta muskelaktiviteten i den muskeln. Samtidigt så gick det bra att mäta m. vastus intermedius muskelaktivitet distalt på muskeln så då vore det rimligtvis, enligt mig, vara möjligt att mäta även m. rectus femoris muskelaktivitet distalt. SENIAM har även rekommendationer för placeringen av ytelektroderna vid mätning av muskelaktiviteten i baklåren och där anser jag att smartshortsens elektrodplacering överensstämmer med rekommendationerna. Baker (2013 s. 74) skriver att med större ytelektroder ökar risken för cross-talk. Smartshortsen har stora elektroder vilket betyder att risken för cross-talk ökar, framför allt för elektroderna på framsidan av shortsen (figur 3). SENIAM rekommenderar en elektrodstorlek med en diameter på 10 millimeter. Risken för cross-talk med smartshortsen beror på individuella skillnader i formen på låren. Min åsikt är att om smartshortsen registrerar cross-talk så är sannolikheten störst att det kommer från höftens adduktorer som sträcker sig från höften till knäet på insidan av låret.

Då jag genomförde undersökningen noterade jag att den totala muskelaktiviteten steg från det att testpersonen startade vid startsignalen, till det att sista tidtagarsensorn passerades och fortsatte stiga även efter att sista tidtagarsensorn hade passerats. I och med att jag observerade detta fenomen i nästan alla deltagare funderar jag om det var en för kort accelerationssträcka vid testerna. Det hade kanske varit bättre om jag haft en längre accelerationssträcka så att den totala muskelaktiviteten hade hunnit plana ut och efter att

den planat ut skulle jag ha samlat in data för undersökningen. Nu använde jag mig av en 18 meters sträcka, där 4 meter i vardera ända användes för acceleration respektive deceleration. Då återstår en 10 meters sträcka däremellan för insamling av data. I etiska lovet (Bilaga 3) som söktes av Dagny Bengs anhölls om lov att utföra gångtesterna på en 20 meters sträcka. Anledningen till att jag valde att korta ner sträckan med två meter var för att rymmas att utföra testerna i Yrkeshögskolan Arcadas gymnastiksal. Jag ville på det sättet minimera yttre faktorer som kunde påverka testernas utförande. Alternativet hade varit att utföra testerna i en korridor i skolan, då med större risk för att störas av förbipasserande i och med att testutrustningen krävde gott om utrymme både på längden och på bredden.

Jag har under hela arbetsprocessen letat och läst mera forskning involverande EMG och gång. Jag önskar att jag hade funnit studien av Wall-Scheffler et al. (2010) i ett tidigare skede av arbetsprocessen. Då hade jag kunnat ersätta min svaga frågeställning gällande muskelaktivitetens och gånghastighetens korrelation mellan olika individer med en fråga som tar i beaktande antropometriska måtten och deras korrelation med muskelaktiviteten. Som jag tidigare har nämnt fann Wall-Scheffler et al. (2010) att det fanns signifikanta korrelationer mellan muskelaktiviteten och ett flertal olika antropometriska mått. Jag hade gärna tagit detta i beaktande i min studie. Detta är ett område jag skulle rekommendera att studeras vidare.

Smartshortsen registrerar muskelaktiviteten i fram- och baklår. Vid gånganalys är det viktigt att komma ihåg att det finns många andra muskler som är viktiga för en normalt fungerande gångcykel (figur 1). Att enbart använda dessa shorts för att bedöma gången hos en individ skulle inte ge tillräckligt med data för att analysera gången som helhet. Shortsen har däremot potential att bli ett användbart redskap i bedömningen av muskelbalans i lårmuskulaturen. Ett område där shortsen skulle vara speciellt användbara vore efter knäoperationer för idrottare. Förrän en idrottare ska återvända till idrotten efter en knäoperation brukar det finnas rekommendationer på krav för styrka och muskelbalans som skall uppfyllas innan återgången till idrotten sker. Thomeé et al. (2011 s. 192) påpekar att det är viktigt att det opererade benet har 90 procent av styrkan i alla styrketester jämfört med det friska benet. Där skulle shortsen kunna användas för att presentera data över

balansen mellan musklerna i låren och på det viset hjälpa fysioterapeuten i att göra bedömningen om idrottaren är redo att återvända till sin idrott.

Det finns i dagsläget redan utrustning för att reliabelt mäta muskelaktiviteten (yt- och nålelektroder). Varför skulle det finnas ett behov för smartshorts som mäter muskelaktiviteten? Som Persson (2015) diskuterar så ger textilier med integrerad sensorik nya möjligheter för att utföra mätningar. Det skulle gå att undersöka idrottare under deras faktiska prestation, i olika funktionella rörelser, istället för att göra undersökningar i laboratorieförhållanden. Enligt mig så låter det som framtidens melodi för att göra undersökningar.

7 KONKLUSION

Ett reliabilitetstest med test-retest metoden utfördes för att undersöka smartshortsens reliabilitet vid gång på plant underlag. För den totala muskelaktiviteten och varje enskild muskelgrupp fann jag en hög korrelation mellan testtillfällena (Pearsons $r > 0,8$). För vänster bens procentuella andel av muskelaktiviteten så fann jag att reliabiliteten var medelmåttig (Pearson $r = 0,78$ och ICC = 0,79). Resultaten visar att mera forskning behöver göras med smartshortsen och att testförhållandena och testinstruktionerna behöver standardiseras ytterligare för att man med säkerhet ska veta om korrelationskoefficienterna stämmer och således hurudan reliabilitet smartshortsen har.

KÄLLOR

Atkinson, Greg & Nevill, Alan M. 1998, Statistical Methods For Assessing Measurement Error (Reliability) in Variables Relevant to Sports Medicine, *Sports Medicine*, Vol. 26, nr 4, s. 217-238.

Baker, Richard. 2013, *Measuring Walking*, London: Mac Keith Press, 246 s.

Barton, Belinda & Peat, Jennifer. 2014, *Medical Statistics : A Guide to SPSS, Data analysis and Critical Appraisal*, 2 uppl., New Jersey: John Wiley & Sons, 411 s.

Bengs, Dagny; Jeglinsky, Ira; Surakka, Jukka; Hellstén, Thomas; Ring, Joachim & Kettunen, Jyrki. 2017, Reliability of Measuring Lower-Limb Muscle EMG Activity Ratio in Activities of Daily Living With Electrodes Embedded in the Clothing, *Journal of sport rehabilitation*, s. 1-12, Tillgänglig: https://doi.org/10.1123/jsr.2017-0019 Hämtad 31.5.2017

Boakes, Jennette L. & Rab, George T. 2005, Muscle activity during walking. I: Rose, Jessica & Gamble, James G., edit., *Human Walking*, 3 uppl., Philadelphia: Lippincott Williams & Wilkins, 248 s.

Campanini, I.; Merlo, A.; Degola, P.; Merletti, R.; Vezzosi, G. & Farina, D. 2007, Effect of electrode location on EMG signal envelope in leg muscles during gait, *Journal of Electromyography and Kinesiology*, Vol. 17, nr 4, s. 515-526.

Everett, Tony. 2010, Measuring and analysing human movement. I: Everett, T. & Kell, C., edit., *Human Movement : An introductory text, Edinburgh*; New York: Churchill Livingstone, s. 227-242.

Everett, Tony & Trew, Marion. 2010, Function of the lower limb. I: Everett, T. & Kell, C., edit., *Human Movement : An introductory text, Edinburgh*; New York: Churchill Livingstone, s. 171-190.

Finni, T.; Hu, M.; Kettunen, P.; Vilavuo, T. & Cheng, S. 2007, Measurement of EMG activity with textile electrodes embedded into clothing, *Physiological Measurement*, vol. 28, nr 11, s. 1405-1419.

Gazendam, Marnix G.J. & Hof, At L. 2007, Averaged EMG profiles in jogging and running at different speeds, *Gait & Posture*, vol. 25, s. 604-614.

Hassmén, Nathalie & Hassmén, Peter. 2008, *Idrottsvetenskapliga forskningsmetoder*, Stockholm: SISU Idrottsböcker, 414 s.

Hof, A.L.; Elzinga, H.; Grimmius, W. & Halbertsma, J.P.K. 2002, Speed dependence of averaged EMG profiles in walking, *Gait & Posture*, vol. 16, s. 78-86.

Lee, Song Joo & Hidler, Joseph. 2008, Biomechanics of overground vs. treadmill walking in healthy individuals, *Journal of Applied Physiology*, vol. 104, nr 3, s. 747-755.

Matthews, Gary G. 2009, *Cellular Physiology of Nerve and Muscle*, 4 uppl., New Jersey: John Wiley & Sons, 250 s.

Myontec Ltd. 2015, *Myontec Ltd.*, Tillgänglig: http://www.myontec.com/en/ Hämtad 5.4.2017

Myontec Ltd. 2016, *Muscle Monitor – User Manual*, Kuopio: Myontec Ltd, 32 s, Tillgänglig: http://www.myontec.com/musclemonitor/manuals/Muscle%20Monitor%20-%20User%20Guide.pdf Hämtad 6.4.2017

Persson, Nils-Krister. 2015, Smarta textilier kan revolutionera idrotten, *Svensk Idrottsforskning*, nr 3/2015, s. 13-17.

Sand, Olav; Sjaastad, Øystein V.; Haug, Egil & Bjåle, Jan G. 2006, *Människokroppen*, 2 uppl., Stockholm: Liber AB, 544 s.

SENIAM. *The SENIAM project*, Tillgänglig: seniam.org Hämtad 18.5.2017

Shanbehzadeh, Sanaz; Amiri, Ali; Pirali, Milad; Nassadj, Gholamhossein; Yazdi, Hamid Reza & Jamshidi, Ali Ashraf. 2014, Relative muscle contribution of lower extremity muscles during isokinetic single leg squat in patients following reconstruction of the anterior cruciate ligament, *Isokinetics and Exercise Science*, vol. 22, s. 343-349.

Shanbehzadeh, Sanaz; Mohseni Bandpei, Mohammad Ali & Ehsani, Fatemeh. 2015, Knee muscle activity during gait in patients with anterior cruciate ligament injury: a systematic review of electromyographic studies, *Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy*, s. 1-11.

Sousa, Andreia S. P. & Tavares, João Manuel R. S. 2012, Effects of gait speed on muscle activity patterns and magnitude during stance, *Motor Control*, Vol. 16, nr 4, s. 480-492.

TENK. 2012, *God vetenskaplig praxis och handläggning av misstankar om avvikelser från den i Finland*, Tillgänglig: http://www.tenk.fi/sites/tenk.fi/files/HTK_ohje_2012.pdf Hämtad 28.5.2017

Thomeé, Roland; Swärd, Leif & Karlsson, Jon. 2011, *Nya Motions- och idrottsskador och deras rehabilitering*, Stockholm: SISU Idrottsböcker, 344 s.

Valkeinen, Heli; Anttila, Heidi & Paltamaa, Jaana. 2014, *Opas toimintakyvyn mittarin arviointiin TOIMIA-verkostossa (1.0)*, Tillgänglig: https://www.thl.fi/fi/web/toimintakyky/etusivu/toimia-tietokanta/opas-toimintakykymittareiden-arviointiin Hämtad 7.5.2017

Wall-Scheffler, Cara M.; Chumanov, Elizabeth; Steudel-Numbers, Karen & Heiderscheit, Bryan. 2010, EMG activity across gait and incline: The impact of muscular activity on human morphology, *American Journal of Physical Anthropology*, Vol. 143, nr 4, s. 601-611.

Watanabe, Kohei & Akima, Hiroshi. 2011, Validity of surface electromyography for vastus intermedius muscle assessed by needle electromyography, *Journal of Neurosceince Methods*, Vol. 198, s. 332-335.

BILAGA 1. INFORMERAT SAMTYCKE

Reliabilitetstest av smartshorts vid gång för personer i arbetsför ålder

Information om undersökningen

Undersökningen är en del av ett större projekt som pågår i Yrkeshögskolan Arcadas regi. Syftet med denna undersökning är att testa pålitligheten hos shorts som mäter muskelaktivitet i lårmuskulaturen genom att utföra ett gångtest. Studien utförs enligt test-retest modellen, vilket innebär att testet kommer att utföras två gånger med en 30 minuters paus i mellan. I studien undersöker jag också ett eventuellt samband mellan muskelaktivitet och gånghastighet.

Innan testerna inleds mäts vikt och längd och åldern tillfrågas. Gångtestet är en 18 meters sträcka som du som testdeltagare ska gå i normal takt med jämn hastighet med shortsen på. På shortsen fästes en sändare som skickar data i realtid via Bluetooth till en bärbar dator där data visas och sparas i programvara som är kompatibel med shortsen. Som deltagare har du rätt att avbryta deltagandet i studien när du vill och utan att behöva motivera varför. Resultaten från undersökningen kommer att presenteras i form av ett examensarbete i Theseus. All data som samlas in lagras anonymt i Arcadas forskningsenhet bakom låsta dörrar och lösenordskyddat på Arcadas servrar. Det kommer inte att vara möjligt att urskilja någon enskild individ ur resultaten.

Du kan delta i undersökningen om du är i arbetsför ålder (18-65 år). Du kan inte delta i studien om du har genomgått en operation i nedre extremiteten under det senaste året. Du kan inte heller delta om du har haft en led- eller muskelskada i nedre extremiteten under de senaste två månaderna som krävt läkarbesök.

Samtycke

Jag har blivit tillfrågad att delta i en undersökning som utförs vid Yrkeshögskolan Arcada. Jag har delgivits information om undersökningen, dess syfte och upplägg, både skriftligt och muntligt och har fått svar på de frågor jag har haft om undersökningen.

Jag ger mitt samtycke till att delta i undersökningen ” Reliabilitetstest av smartshorts vid gång för personer i arbetsför ålder”. Jag har förstått informationen som delgivits mig om undersökningen och jag deltar frivilligt i den. Jag är medveten om min rätt att avbryta mitt deltagande i undersökningen när jag vill utan att behöva uppge orsak till varför jag gör så. Jag har delgivits information om att data som samlas in och resultaten i undersökningen är anonyma och att det inte går att urskilja enskilda individer ur resultaten.

Jag intygar att jag inte har genomgått en operation i nedre extremiteten under det senaste året och inte heller har haft en muskel- eller ledskada i nedre extremiteten under de senaste två månaderna som krävt läkarvård.

Datum och ort:_____

Underskrift:_____

Namnförtydligande:_____

Identifikationskod:_____

Forskaren

Jag intygar att jag delgivit ovanstående person information om studien, dess upplägg, samt behandling av insamlade uppgifter. Det undertecknade samtycket har mottagits:

Datum och ort:_____

Underskrift:_____

Jesper Johans

BILAGA 2. TESTPROTOKOLL

Testprotokoll

Information om undersökningen

Testpersonen informeras om studiens syfte, upplägg, anonymitet och testpersonens rätt att avbryta testet när som helst utan att uppge orsak.

”I den här studien vill jag undersöka smartshortsens reliabilitet vid gång på plant underlag. Detta är för att utreda om shortsen skulle kunna användas som ett kliniskt bedömningsinstrument inom fysioterapin. Jag kommer också att undersöka om gånghastigheten har ett samband med muskelaktiviteten och i sådana fall på vilket sätt. Eftersom det är shortsens upprepbarhet som jag undersöker så kommer samma gångtest att göras två gånger efter varandra på exakt samma sätt med en paus på 30 minuter emellan. Data som samlas in lagras i programvara som hör till shortsen och kommer att överföras av mig till ett Excel-kalkylblad för att underlätta analysen av data. Resultaten förvaras bakom låsta dörrar vid Arcadas forskningsenhet och skyddat bakom lösenord på Arcadas servrar. All datainsamling sker anonymt och det går inte att urskilja enskilda individer ur resultaten. Du, som testperson, har rätt att när som helst avbryta testerna utan att motivera ditt beslut. Har du några frågor så här långt?”

Informerat samtycke

Testpersonen skriver under blanketten med informerat samtycke och accepterar på det sättet att delta i undersökningen.

Förberedelser

Rätt storlek av shortsen prövas ut åt testpersonen. Elektroderna fuktas ordentligt med vatten innan testpersonen sätter på sig shortsen. Jag observerar att shortsen sitter bra och att elektroderna har kontakt med huden. Sändaren monteras på shortsen och sammankopplas med programvaran på datorn.

”Du har nu shortsen på dig. Shortsen har insydda elektroder som registrerar musklernas aktivitet. På framsidan av shortsen sitter sändaren som skickar insamlad data via Bluetooth till programmet på datorn där det lagras. Känns shortsen bra? Har du några frågor? Sedan ska vi mäta vikt och längd.”

Vikt och längd mäts. Testpersonens ålder frågas. Resultaten antecknas.

Information om testerna

Testpersonen informeras om gångtesternas förfarande. Testpersonen ska gå en 18 meters sträcka, där de mellersta 10 metrarna är de som används för datainsamling. Testpersonen instrueras i att gå i normal takt med jämn hastighet. Testet och förberedelserna upprepas på samma sätt 30 minuter senare.

”Testet går ut på att du ska gå en 18 meters sträcka i normal takt och med jämn hastighet över hela sträckan. Jag kommer att ge kommandot ’tre, två, ett, nu!’ och då jag säger ’nu!’ börjar du gå. Vid banans slut säger jag ’stopp!’ och då stannar du. Har du förstått instruktionerna? Har du några frågor? Då får du ta plats bakom startlinjen.”

Utförande av testerna

Testpersonen står bakom en markerad linje. Testet startar när jag räknar ner från tre (*Tre, två, ett, nu!*). Testpersonen börjar gå. En intervallmarkering görs i *Muscle Monitor*-programmet då testpersonen passerar första tidtagarsensorn efter fyra meter, och igen när den passerar den andra tidtagarsensorn efter 14 meter. Vid 18 meter finns en utmarkerad linje och när testpersonen passerar den säger jag ”*Stopp!”* och då är gångtestet över.

”Nu är första testet över. Du får ta av dig shortsen och komma tillbaka om 30 minuter för att göra testet igen. Mellan testerna är det bra om du undviker att anstränga dig kraftigt eller att gå i trappor. Detta för att förutsättningarna vid båda testtillfällen ska vara så lika som möjligt.

Mellan testerna matas resultaten in i en Excelfil på datorn.

Testet och instruktionerna upprepas från punkten *Förberedelser* på exakt samma sätt 30 minuter senare, förutom att vikt, längd och ålder inte undersöks igen.

Tack för deltagandet

Efter andra testet tackar jag testpersonen för att den ville delta i undersökningen och matar in resultaten från andra testet i Excel-kalkylbladet.

BILAGA 3. DET ETISKA FORSKNINGSLOVET

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 Kim Rancken

Ordf. Sekr.

Bilaga 1

Arcada Etiska rådet

Ansökan om forskningslov

Ansöker här med om lov till att rekrytera personal och studerande i Arcada. Arcada har inlett ett forskningsprojekt med syftet att mäta muskelaktivitet hos personer som genomgått knäoperation (Smarttextilers användning i rehabiliteringen). Som ett delprojekt i detta forskningsprojekt kommer mätinstrumentets trovärdighet och noggrannhet att utvärderas.

Forskningsprojektet undersöker friska personer i arbetsför ålder. Undersökningens upplägg är att testpersonerna sätter på sig shortsen och går och gör hukningar på slät mark och går fyra våningar i trappor uppåt och neråt i egen rask takt.

Testpersonerna är skolans studerande och personal. Personalen rekryteras genom att handledaren skickar ut e-post med information om studien. Studerande rekryteras genom att undersökaren går till möjligast många föreläsningar under några dagar i januari (2016) och ger information om undersökningen. De som är intresserade att delta tar kontakt direkt med undersökaren.

Testpersonerna skriver under informerat samtycke och får samtidigt skriftlig och muntlig information om undersökningen. De har när som helst möjlighet att avbryta undersökningen utan att behöva motivera sina beslut. Testpersonerna hålls anonyma och det går inte att känna igen dem från undersökningens resultat.

Undersökningen utförs på två dagar efter varandra, samma undersökningar görs båda dagarna. Undersökningen tar ungefär 45 minuter per gång. Testpersonerna går med smartshortsen på sig på slät mark, i trappor och gör hukningar. Testpersonerna går i egen rask takt. På slät mark är sträckan 20 m, i trapporna fyra våningar upp och ner. Hukningarna görs på slät mark.

Undersökningen är smärtfri och det är normala vardagliga saker som testpersonerna utför, så skaderisken är liten.

19.12.2015 Helsingfors

Dagny Bengs

Undersökare

dagny.bengs@arcada.fi

Ira Jeglinsky

Handledare

Bilaga 2

INFORMERAT SAMTYCKE

Jag har anmält intresse att delta i undersökningen: Mätning av reliabilitet av smarttextiler över tid, vars syfte är att mäta smartshortsens 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.

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