

# **Muskelaktivitetsmätning för seniorer med hjälp av smartshorts under normal och maximal gånghastighet**

Misa Pihlaniemi

Examensarbete

Fysioterapi

2017

EXAMENSARBETE	
Arcada	
Utbildningsprogram:	Fysioterapi
Identifikationsnummer:	5994
Författare:	Misa Pihlaniemi
Arbetets namn:	Muskelaktivitetsmätning för seniorer med hjälp av smartshorts under normal och maximal gånghastighet
Handledare (Arcada):	Thomas Hellstén
Uppdragsgivare:	Arcada
<p>Sammandrag:</p> <p>Detta examensarbete är en del av en större undersökning som Arcada gör gällande smartshorts. Inom Arcada är undersökningens syfte att med hjälp av smartshorts utreda förklarande faktorer bakom funktionsförmågetestet Timed Up &amp; Go ( TUG) som mäter äldre personers rörelseförmåga och balans . Min studie fokuserar på sambandet mellan muskelaktivitet och gånghastigheten för att bidra med information till den större helheten. Enligt statistik sker det årligen ca 400 000 fallolyckor bland finländare och årligen faller var tredje 65 år fyllda samt var annan som fyllt 80 år. Enligt tidigare forskning är de största riskfaktorerna för fallolyckor muskelsvaghet samt problem med balansen och gången.Syftet med studien är att undersöka hur gånghastigheten korrelerar med muskelaktiviteten hos seniorer under normal och maximal gånghastighet på en 10-meters sträcka. I forskningen används smartshorts som mäter muskelaktiviteten (EMG) med ytelektroder i quadriceps samt hamstringsmuskulaturen. Frågeställningen är följande: Vad händer med muskelaktiviteten då gånghastigheten ökar? Vilket är förhållandet mellan quadriceps och hamstrings vid normal gånghastighet jämfört med maximal gånghastighet? Metoden är en kvantitativt inriktad forskning. I undersökningen deltog 29 testpersoner.Resultaten analyserades med hjälp av Pearsons korrelationskoefficient. Resultaten visar att det finns en korrelation mellan muskelaktivitet och gånghastighet (<math>r= 0,617</math>, <math>p&lt;0,01</math>).Det behövs ändå olika målgrupper för att kunna jämföra testresultaten sinsemellan och få mera heltäckande resultat. I framtiden kan sensorklädesteknologin vara en pålitlig och användbar metod för att mäta fysisk aktivitet eller utvärdera rehabiliteringens effektivitet hos både friska personer och personer med funktionsnedsättningar.</p>	
Nyckelord:	gånghastighet, seniorer, muskelaktivitet, EMG, fallolyckor, smartshorts
Sidantal:	38
Språk:	svenska
Datum för godkännande:	

DEGREE THESIS	
Arcada	
Degree Programme:	Physiotherapy
Identification number:	5994
Author:	Misa Pihlaniemi
Title:	Muscle activity measuring for seniors with smartshorts during normal and maximum walking speed
Supervisor (Arcada):	Thomas Hellstén
Commissioned by:	Arcada
<p><b>Abstract:</b>  This degree thesis is part of a bigger study that Arcada is doing with smartshorts. The aim of the study is with the help of smartshorts to find explanatory factors behind the results of the Time Up &amp; Go test which measures the mobility and balance of elderly people . My study focuses on the relation between muscle activity and walking speed in order to contribute with further information to the bigger project. According to statistics annually 400 000 fall-accidents happen among finns and yearly every third 65 year old and every other 80 year old fall. Previous researches show that the biggest risk factors are muscle weakness and problems with balance and gait. The aim of this study is to find out how muscle activity correlates with walking speed in seniors during normal versus maximal walking speed on a 10-meter distance/stretch. The study uses smartshorts that measures muscle activity (EMG) with surface electrodes in quadriceps and hamstring muscles. The questions are: what happens with the muscle activity when walking speed increases? What is the ratio between quadriceps and hamstrings during normal walking versus maximal walking speed? The method for this study is quantitative. 29 test persons participated in the survey.The results were analysed with the Pearson correlation coefficient. The results show that there is a correlation between muscle activity and walking speed ( <math>r=0,671,p&lt;0,01</math>). More research and more target groups are needed in order to be able to compare the results and therefore get more comprehensive results. In future smartwear technology can be a reliable and useful method for measuring physical activity and to evaluate rehabilitation outcomes in healthy people and people with disabilities.</p>	
Keywords:	walking speed, seniors, muscle activity, EMG, fall accidents, smartshorts
Number of pages:	38
Language:	swedish
Date of acceptance:	

OPINNÄYTE	
Arcada	
Koulutusohjelma:	Fysioterapia
Tunnistenumero:	5994
Tekijä:	Misa Pihlaniemi
Työn nimi:	Senioreiden lihasaktiivisuuden mittaaminen älyshortseilla normaalissa ja maksimaalisen kävelynopeuden aikana
Työn ohjaaja (Arcada):	Thomas Hellstén
Toimeksiantaja:	Arcada
<p><b>Tiivistelmä:</b>  Tämä opinnäytetyö on osa laajempaa Arcadan tekemää tutkimusta liittyen älyshortseihin. Arcadan tutkimuksen tavoitteena on selvittää/tutkia älyshortseja käyttäen Timed Up &amp; GO (TUG) testin tuloksiin vaikuttavia tekijöitä. Testillä mitataan iäkkäiden liikkumiskykyä sekä tasapainoa. Tutkimukseni käsittelee lihastoiminnan ja kävelynopeuden yhteyttä antaen siitä tietoa tutkimuskokonaisuuteen. Tilastojen mukaan suomalaisten keskuudessa tapahtuu vuosittain noin 400 000 kaatumisonnettomuutta ja vuosittain joka kolmas 65 vuotta täyttänyt sekä joka toinen 80-vuotta täyttänyt kaatuu. Aikaisempien tutkimusten mukaan suurimmat kaatumisonnettomuuksien riskitekijät ovat lihasheikkous sekä tasapaino- ja kävelyvaikeudet. Tämän tutkimuksen tarkoituksena on selvittää miten senioreiden/iäkkäiden lihasaktiivisuus korreloi kävelynopeuden kanssa normaalilla ja maksimaalisella kävelynopeudella 10-metrin matkalla. Tutkimuksessa käytetään älyshortseja, jotka mittaavat lihasaktiivisuutta (EMG) pintaelektrodeilla quadriceps- ja hamstringlihasissa. Tutkimuksen kysymyksenasettelu on seuraava: Mitä lihasaktiivisuudelle tapahtuu kävelynopeuden lisääntyessä? Mikä on quadriceps- ja hamstringlihasien lihasaktiiviteetin suhde normaalissa kävelynopeuden aikana verrattuna maksimaaliseen kävelynopeuteen? Tutkimuksen menetelmä on kvantitatiivinen. Tutkimukseen osallistui 29 koehenkilöä. Tulokset analysoitiin Pearsonin korrelaatiokertoimen avulla. Tutkimustulokset osoittavat, että lihasaktiivisuuden ja kävelynopeuden välillä on korrelaatio (<math>r=0,671</math>, <math>p&lt;0,01</math>). Tarvitaan lisää kohderyhmiä ja tutkimuksia, jotta voidaan verrata tuloksia keskenään ja saada kattavampia tuloksia. Tulevaisuudessa älyvaateteknologia voi olla luotettava ja hyödyllinen menetelmä fyysisen aktiivisuuden mittaamiseen sekä kuntoutuksen arviointiin terveillä henkilöillä ja henkilöillä, joilla on toiminnanvajeita.</p>	
Avainsanat:	kävelynopeus, seniorit, lihasaktiiviteetti, EMG, kaatumisonnettomuudet, älyshortsit
Sivumäärä:	38
Kieli:	ruotsi
Hyväksymispäivämäärä:	

# INNEHÅLL

## Förord

<b>1</b>	<b>Inledning.....</b>	<b>8</b>
<b>2</b>	<b>Bakgrund .....</b>	<b>9</b>
2.1	Fallolyckor bland äldre.....	9
2.2	Gånghastighet som mått på funktionsförmåga .....	10
2.3	EMG-mätning .....	11
2.3.1	<i>Smartshorts</i> .....	12
2.3.2	<i>Felkällor som förekommer vid användning av yt-EMG</i> .....	13
2.4	Muskelfunktionen.....	13
2.4.1	<i>Excentriskt och koncentriskt muskelarbete</i> .....	14
2.4.2	<i>Lårets muskulatur</i> .....	14
2.5	Nedre extremitetens arbete under gång .....	16
2.5.1	<i>Gångcykel</i> .....	16
2.5.2	<i>m.Quadriceps och m.Hamstrings arbetande under gång</i> .....	19
2.5.3	<i>Ålderns inverkan på gången</i> .....	21
2.6	Litteratursökning .....	21
<b>3</b>	<b>Syfte och frågeställning .....</b>	<b>22</b>
<b>4</b>	<b>Metod .....</b>	<b>22</b>
4.1	Material och design .....	22
4.1.1	<i>Testpersonerna</i> .....	22
4.1.2	<i>Gångtest</i> .....	23
4.3	Datainsamling & data-analys .....	25
4.4	Etiska överväganden .....	25
<b>5</b>	<b>Resultat .....</b>	<b>27</b>
<b>6</b>	<b>Diskussion .....</b>	<b>31</b>
6.1	Resultatdiskussion.....	31
6.2	Metoddiskussion .....	32
6.3	Studiens relevans för arbetslivet.....	33
<b>7</b>	<b>Konklusion.....</b>	<b>34</b>
	<b>Källor .....</b>	<b>35</b>
	<b>Bilagor .....</b>	<b>39</b>

## Figurer

Figur 1. Smartshorts( Myontec Oy 2016).....	13
Figur 2. Quadriceps och hamstringsmusklerna.....	15
Figur 3. Gångcykeln .....	17
Figur 4. Muskelaktivitet enligt EMG-Mätningar vid gång .....	20
Figur 5. Gångbana. Fotograf Misa Pihlaniemi .....	24
Figur 6. Pearsons korrelationskoefficient, förändringen i muskelaktiviteten då hastigheten ökar .....	29
Figur 7. Pearsons korrelationskoefficient, quadriceps procentuella ( %) förhållande under normal och maximal gånghastighet.....	29

## Tabeller

Tabell 1. Testpersonernas (n=29) bakgrundsinformation ( ålder, längd, vikt) .....	27
Tabell 2. Testpersonernas ( n= 29) genomsnittliga tider och muskelaktivitet.....	27
Tabell 3. Testpersonernas genomsnittliga tider och muskelaktivitet enligt kön.....	28
Tabell 4. Quadriceps och hamstring procentuella ( %) förhållande under normal och maximal gånghastighet hos testpersonerna ( n=29).....	31

## Bilagor

Bilaga 1 Informationsbrev

Bilaga 2 Informerat samtycke

Bilaga 3 Testprotokoll

## FÖRORD

Jag vill tacka min handledare Thomas Hellstén för alla råd som jag fått under examensarbetsprocessen. Dessutom vill jag tacka Joachim Ring som hjälpt under själva testtillfällena.

Jag vill även rikta ett stort tack till min familj som stöttat under arbetets lopp och till testdeltagarna som gjorde det möjligt att utföra denna undersökning.

Esbo i Maj 2017

Misa Pihlaniemi

# 1 INLEDNING

Examensarbetet är en del av en större undersökning som Arcada gjort gällande smartshorts. Hittills har smartshortsen främst använts hos friska, fysiskt aktiva unga människor. Arcada är däremot intresserad om smartshortsens användbarhet inom rehabilitering. Eftersom det finns väldigt lite kunskap om hur smartshorts kunde användas inom rehabilitering är arbetets arbetslivsrelevans hög, då undersökningen strävar till att utreda mätmetodens möjligheter inom rehabilitering med seniorer som målgrupp. Inom Arcada är undersökningens syfte att utreda förklarande faktorer bakom funktionsförmågetestet Timed Up & Go (TUG) med hjälp av shortsens. Undersökningen strävar till att utreda de faktorer som eventuellt har koppling till TUG-test resultaten. Mitt arbete är en del av den större undersökningen där fokuset ligger på gånghastigheten hos seniorer. Då gånghastigheten minskar med stigande åldern bidrar studien med info till den större helheten. Det övergripande syftet med hela undersökningen som Arcada gör är att analysera möjliga faktorer som bidrar till fallolyckor bland äldre.

Enligt statistik sker det årligen ca 400 000 fallolyckor bland finländare och årligen faller var tredje 65 år fyllda samt var annan som fyllt 80 år. Enligt officiell statistik för Finland (år 2013) dog 960 personer i åldrarna 65 år och äldre till följd av fallolyckor under år 2012. (Institutet för hälsa och välfärd, THL 2015) Därtill har antalet fallolyckor under de senaste 25 åren mer än fyrdubblats. Till följd av detta har antalet höftbensfrakturer stigit till ungefär 7000 per år. Enligt beräkningar kostar vården i genomsnitt 19000 euro per person det påföljande året från det då frakturen skett (Pajala 2012 s.7-8).

Enligt Rubenstein(2006) är de största riskfaktorerna för fallolyckor muskelsvaghet samt problem med balansen och gången. Gånghastighet bland äldre är en faktor som länge forskats då det anses ha ett starkt prognostiskt värde. En förlångsammad gånghastighet är ett tecken på förskörning. En gånghastighet på mindre än 0,8 m/s innebär märkbar förskörning medan en mycket långsam hastighet på under 0,6 m/s indikerar problem med funktionsförmågan, placering på långtidsvård eller sjukhusvistelse samt ytterligare försämring av eventuella sjukdomar. (Pitkälä 2014) Ålder i sig är en av de främst utsättande faktorerna som ökar risken för fallolyckor. I framtiden är fallolyckor ett allt mer betydande problem för folkhälsan och nationalekonomin då den finska befolkningen



kommer att bestå av allt fler över 80-åringar år 2030.(Institutet för hälsa och välfärd 2015)

Eftersom upprätthållandet av gångförmågan bland äldre personer är nödvändigt med tanke på deras hälsa och funktionsförmåga skulle det vara viktigt att identifiera åldersrelaterade faktorer som begränsar gången med hjälp av smartshorts. Ifall specifika faktorer kan identifieras kunde rehabiliteringen fokusera sig på att upprätthålla samt förbättra dessa och därigenom uppehålla gångförmågan hos äldre (Kerrigan et.al 1998).

## **2 BAKGRUND**

### **2.1 Fallolyckor bland äldre**

Ett fall kan enligt Berg et al. (1997) definieras som en rubbning av balansen där händer, armar, knän, bakdel, eller kropp rör eller träffar marken eller golvet. Fallolyckor bland åldringar sker oftast då de går i trappor eller på ojämn mark. Fallolyckor sker bland män oftast som följd av halkning medan kvinnor oftast snubblar. Fallolyckorna sker oftast hemma och sker oftare utomhus än inomhus. Därtill faller män oftast under vintermånaderna medan kvinnor oftare faller under sommartid. (Berg et al.1997).

Följderna på fall hos äldre människor är oftast mycket allvarliga. Antalet skador till följd av fall har uppskattats växa inom de närmaste åren. Fallolyckor är ett hot mot hälsan och välbefinnandet bland äldre personer (Berg et.al 1997).

Största delen av fallolyckorna är associerade med en eller fler identifierbara riskfaktorer såsom svaghet, ostabil gång, förvirring och viss medicinering. Tidigare forskning visar att identifiering av dessa riskfaktorer kan märkbart minska antalet fallolyckor.( Rubenstein 2006).

Bland olyckor som sker hos äldre människor är det huvudsakligen (80 %) halkande eller fall. Därtill är fallolyckor den mest allmänna dödsorsaken bland över 65-åringar. Fallolyckor har mer än fyrdubblats under de senaste 25 åren och antalet höftbensfrakturer orsakade av fall har stigit till ungefär 7000 per år. Enligt beräkningar kostar vården i

genomsnitt 19000 euro per person det påföljande året från det att frakturen skett. Även mindre skador hos äldre kräver oftast besök hos sjukvården. Därför är det viktigt med tanke på nationalekonomin att förebygga varje fallolycka (Pajala 2012 s.7-8). Fallolyckor kan förebyggas genom bl.a. träning av balans och muskelstyrka samt genom uppehåll av rörelse-och funktionsförmåga. (Institutet för hälsa och välfärd 2015)

## 2.2 Gånghastighet som mått på funktionsförmåga

Mätning av gånghastighet hos äldre är ett bra mått på prestation av gångförmågan. I övrigt grundar den sig på energieffektiviteten, muskelstyrka, kontroll av balans samt uthållighet. Den normala, själv valda gånghastigheten förutsätter ett val av en viss steglängd, ledvinkling samt lämpligt kraftmoment. En långsammare gånghastighet bland äldre människor relateras till rädsla av att falla, muskelsvaghet samt försämring i motoriken. (Ko et.al 2010) Gånghastigheten beskriver summan av alla de funktioner av vilka gången är beroende och är i sig ett bra mått som lätt och exakt kan mätas (Larsson & Norlin 1996 s. 260).

Mätning av gånghastighet är snabbt, billigt, effektivt samt ett pålitligt mätinstrument på funktionsförmåga. Det är ett mycket användbart verktyg till att identifiera äldre personer med risk för fallolycka. (Cesari et.al 2005) Enligt Smidt (1990) kräver normal gång en förmåga att gå i en egenvald tempo samt förmåga att gå märkbart snabbare. Det patologiska gångmönstret kan framkomma antingen under båda hastigheterna eller enbart under den ena. Ett gångtest utförs därför både i normal gånghastighet samt i maximal gånghastighet. Tanken är att man uppskattar gångens avvikelsegrader genom att jämföra gången under de båda hastigheterna (TOIMIA 2014).

Det finns ett växande intresse för användning av gånghastighet som bedömningsverktyg av funktionsnedsättning. Största delen har fokuserat på undersökning av den normala gången trots att mätning av maximal gånghastighet är ett värdefullt bedömningsverktyg. Maximal gånghastighet har visat sig minska vid ökande ålder snabbare än den normala gånghastigheten på grund av åldersrelaterade ändringar i neuromuskulära kontrollen.

Detta begränsar förmågan att utveckla muskelkraft som krävs för att gå med hög hastighet.(Clark et.al 2005)

## 2.3 EMG-mätning

Elektromyogram-EMG representerar den elektriska aktiviteten i musklerna.(Larsson & Norlin 1996 s. 67). Elektromyografi innebär således upptäckning och inspelning av den elektriska aktiviteten i skelettmuskulaturen (Medved & Cifrek 2011). Genom att EMG talar om när en muskel är aktiverad ger det emellertid väsentlig information om hur musklerna deltar i gångcykeln. (Larsson & Norlin 1996 s.74) Tidigare har EMG-mätningar endast gjorts i laboratorieförhållanden då de krävt noggranna förberedelser för huden. Utrustningen har även varit tung och krävt en mängd sladdar.( Finni et.al 2007)

EMG-mätning kan användas till exempel till utvärdering av muskelfunktionen, muskelförmågan samt utmattning i musklerna. Det går även att analysera aktiveringsmönster samt rörelsens biomekanik för att upptäcka eventuella problem och onormala skillnader i det neuromuskulära systemet (Myontec, 2012).

Elektromyografiska studier hjälper oss att upptäcka och lokalisera problemet i rörelsesystemet. Genom EMG kan problemet lokaliseras till det perifera nervsystemet eller till själva muskeln. Ibland kan problemet även finnas i den neuromuskulära förbindelsen. Därför är EMG-mätning ett mycket värdefullt redskap för att diagnostisera olika nerv- och muskelsjukdomar. (Türker & Sözen 2013) Ytelektroder har ofta använts vid registrering av EMG vid gånganalyser då de tillfört information om huruvida en muskel kontraheras vid rätt tidpunkt i gångcykeln(Beckung et al. 2013 s.61)

För att mäta EMG kan man antingen använda sig av yt-EMG eller nål-EMG. Nål-EMG sticks rakt in i muskeln och används då man vill studera enskilda musklers aktivitet dvs. mindre motoriska enheter. Yt-EMG begränsar sig till undersökning av de ytliga musklerna och uttrycker flera motoriska enheters sammanlagda aktionspotential beroende på den större elektrodstorleken. Yt-EMG kan klassificeras utifrån material samt de teknologier som använts vid tillverkning av elektroderna. Yt-EMG uppdelas i polarise-

rande och icke-polariserande elektroder samt ytterligare i våt-och torrelektroder. Vid yt-EMG används traditionellt ett elektrodpar dvs. den bipolära konfigurationen för att banda en muskels elektromyogram. På det här sättet fås en överblick av ifrågavarande muskels aktivitet.(Joutjärvi 2014)

Utvecklandet av tvättbara elektroder som är insydda i kläder har öppnat möjligheten till att tillverka skjortor och shorts med inbäddade textilelektroder som kan registrera muskelaktiviteten under normal rörelse. Därigenom behövs inte huden förberedas för mätningarna och problemet med sladdar hängandes runt kroppen framkommer inte. (Finni et.al 2007) I en studie gjord av Finni et.al (2007) kom man fram till då man jämförde yt-EMG med elektroder inbäddade i textilier att mätningarna ger likadana resultat. Det sa-des även att EMG-mätning med inbäddade elektroder i kläder kan vara mera pålitlig än EMG mätning gjord med de traditionella ytelektronerna. (Finni et.al 2007)

### **2.3.1 Smartshorts**

I denna forskning används smartshorts (fig.1) som mäter muskelaktiviteten i Quadriceps (vastus lateralis, vastus medialis & rectus femoris) samt hamstringsmuskulaturen (biceps femoris & semitendinosus) genom yt-EMG (se fig.1). Genom smartshortsen kan man mäta muskelgruppernas belastningsskillnader samt muskelbalans. Man kan upptäcka dolda problem i neuromuskulära systemet samt utvärdera muskelfunktionens samband med prestationstekniken. Utöver detta kan man även med hjälp av shortsens följa och försäkra de muskelövningar som ansluts till rehabiliteringsprocessen (Pekka Tolvanen, Kuopio Innovation.fi) Smartshortsen är tillverkade av elastiskt material och motsvarar normala sportkläder. Shortsens har sammanlagt fyra sensorer och dessa elektroder är fastsydda på insidan av shortsens. Elektroden är placerade så att de bipolära elektroden är distalt och horisontellt belägna från höften medan de jordande elektroden befinner sig på den laterala sidan av shortsens i vertikal riktning. (Finni et.al 2007)



*Figur 1. Smartshorts (Myontec oy 2016)*

### **2.3.2 Felkällor som förekommer vid användning av yt-EMG**

Det finns flera faktorer som påverkar kvaliteten på EMG-signalen. Dessa faktorer kan uppdelas i fysiologiska, fysiska och elektriska. (Türker & Sözen 2013) Enligt Türker & Sözen 2013 är förberedelsen av huden en viktig faktor för att uppnå en god signal. Huden måste vara ren och torr innan elektroderna appliceras. Ifall huden är mycket hårig så måste onödig hårlighet avlägsnas. Ordentlig förberedelse av huden samt rätt placering av elektroderna är nödvändiga för att uppnå EMG-mätningar av hög kvalitet. Pålitligheten av EMG-mätresultaten påverkas även av bl.a. trötthet, inläring, psykologiska faktorer samt agonistmuskelnas funktion (Joutjärvi 2014). De mest allmänna felkällor som förekommer vid användning av yt-EMG är påverkan av vävnaden mellan muskeln och elektroden, andra närliggande musklers aktivitet (sk.crosstalk) , brus i kontakten mellan huden och elektroden samt eventuella störningar i mätkablarna eller i nätverket. (Vilavuo 2007 s. 19)

## **2.4 Muskelfunktionen**

Muskeltråden aktiveras via en synaps mellan nerv och muskel och där transmittorsubstansen är acetylkolin. Aktiveringen ger upphov till en muskelaktionspotential som går

längs med muskelfibrerna och i sin tur utlöser en muskelkontraktion (=muskeln förkortas). Summan av aktionspotentialen är muskelns elektriska aktivitet, elektromyogrammet (EMG). (Larsson & Norlin 1996 s.67–69) Uttrycket att muskeln förkortas är missvisande eftersom spänning lika ofta uppstår i muskler som håller sin längd eller t.o.m. förlängs under muskelkontraktionen. Därför delas kontraktionen upp i koncentrisk, isometrisk och excentrisk kontraktion. (Bojsen-Møller 2009 s. 42) De muskelfibrer som ingår i en motorisk enhet är alla av lika typ. (Larsson & Norlin 1996 s.67–69)

Muskelfibrer delas in i typ 1-fibrer och typ 2-fibrer. Typ 1-fibrer aktiveras först och vid en låg kontraktionsgrad medan fibrer av typ 2 aktiveras först vid större ansträngning. I gång är det huvudsakligen typ 1-fibrer som aktiveras medan typ 2-fibrer aktiveras vid språng eller t.ex. då man byter färdriktning/håll. (Larsson & Norlin 1996 s. 67–69)

#### **2.4.1 Excentrisk och koncentrisk muskelarbete**

Under gång jobbar nedre extremiteternas muskler antingen excentriskt eller koncentriskt. Vid en excentrisk kontraktion förlänger sig muskeln medan den i en koncentrisk kontraktion förkortas. Under excentriskt muskelarbete utförs ett negativt arbete medan det under koncentrisk kontraktionen är ett positivt muskelarbete. (Larsson & Norlin 1996. S.79)

#### **2.4.2 Lårets muskulatur**

Nedan presenteras lårets muskulatur kort. Arbetet tar endast upp quadriceps och hamstringgruppen då dessa är relevanta för arbetet. För vidare läsning se Behnke (2006) och Bojsen-Møller (2009).

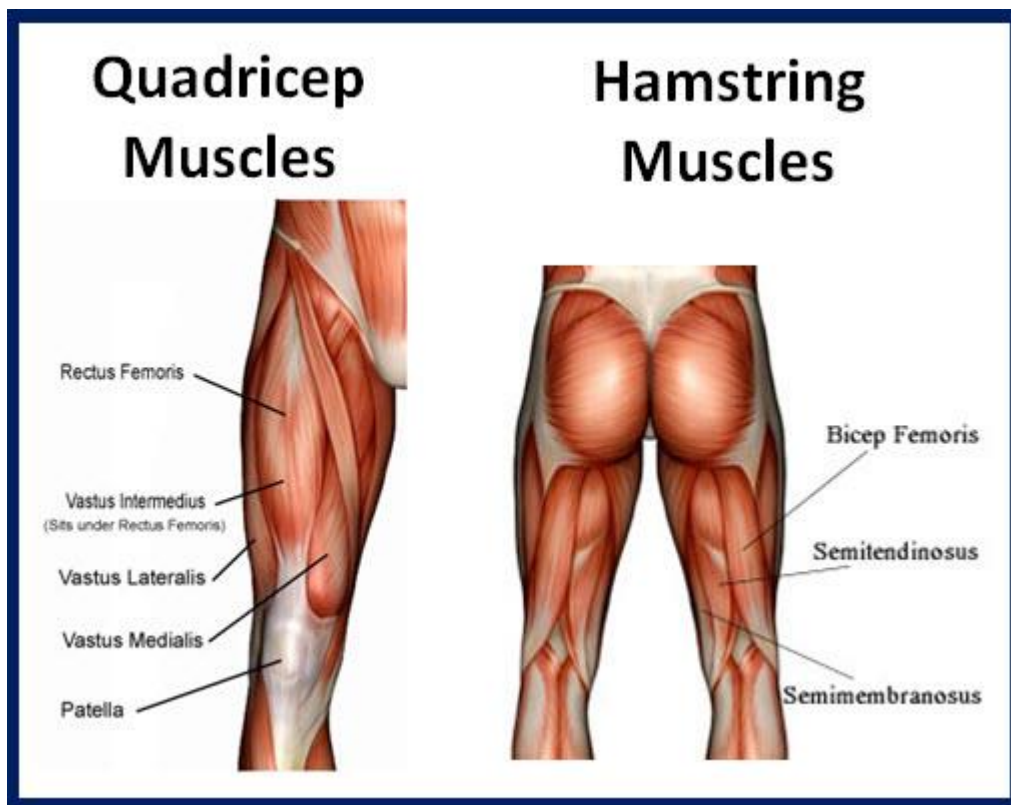
##### **Lårets främre muskelgrupp**

Quadriceps-muskelgruppen(knästräckarmuskeln) består av de fyra musklerna m.rectus femoris, vastus lateralis, vastus intermedius samt vastus medius . (Behnke 2006 s.179) Rectus femoris har sitt ursprung i spina iliaca anterior inferior och fästpunkten på tuberositas tibiae. Muskeln korsar både knäleden och höftleden och har som uppgift att flektera höftleden. De övriga tre musklerna korsar endast knäleden och förenar sig med

m.rectus femoris i en gemensam quadricepssena. Muskeln utgör primärt knäledens kraftiga extensor.( Bojsen-Møller 2009 s. 268)

### Lårets bakre muskelgrupp

På lårets baksida finns hamstrings-muskelgruppen som består av de tre musklerna biceps femoris, semitendinosus och semimembranosus. Biceps femoris (tvåhövdade lår-muskeln) har två huvuden där det ena huvudet, liksom semitendinosus och semimembranosus, har sitt ursprung på tuber ischiadicum medan det korta huvudet har sitt ursprung på linea aspera på lårbenet. Tillsammans ansvarar hamstrings-muskelgruppen för extension i höftleden och flexion i knäleden. (Behnke 2006 s. 180–181) I figur 2 presenteras de två muskelgrupperna.



Figur 2. *Quadriceps och hamstrings musklerna.* Tillgänglig <http://ncrunnerdude.blogspot.fi/2009/10/dont-run-due-to-knee-pain.html>

## 2.5 Nedre extremitetens arbete under gång

De två huvuduppgifterna för nedre extremiteterna är att stöda kroppen samt tillåta rörelse. Att kunna stå och röra på sig är grunden för ett aktivt liv och det är således viktigt att förstå grunden bakom den normala funktionen i nedre extremiteterna.(Everett & Trew 2010 s. 171)

Gång är en jämn, koordinerad och rytmisk rörelse där kroppen rör sig stegvis åt den bestämda riktningen och där både övre och nedre extremiteterna rör sig i reciprokala (mot-satta) rörelser för att förse kroppen med omväxlande stöd. Styrkan som åstadkommer rörelsen är en kombination av muskelaktivitet som antingen accelererar eller decelererar (bromsar) kroppssegmenten samt gravitationskraften och rörelsemängden(momentum). (Larsson & Norlin 1996 s. 55-57)

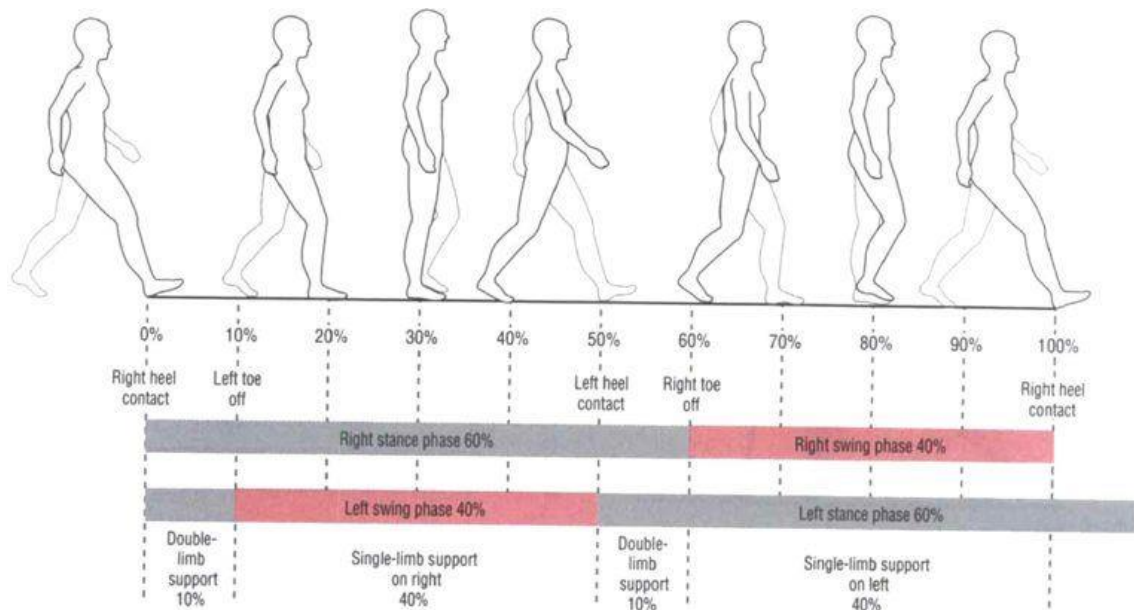
Gången är en komplicerad aktivitet och för att förstå mekanismen bakom bör den uppdelas i mindre delar .(Everett & Kell 2010 s. 176-179) Då en jämn gång uppnås kräver gångprocessen låg energiförbrukning och det är således möjligt att gå långa sträckor utan att bli överdrivet utmattad.

### 2.5.1 Gångcykel

Vanligen räknar man med en gångcykel från det ena hälen sätts i marken tills nästa gång samma hül sätts ner (Holmström & Moritz 2007 s.398).

Gångcykeln är indelad i en *stödfas* samt en *svängfas* där termerna beskriver tiden då foten antingen är i kontakt med golvytan eller svänger framåt för att förbereda sig för nästa steg. ( Everett & Trew 2010 s.175-177). I figur 3 nedan presenteras gångcykeln.





Figur 3. Gångcykeln. Tillgänglig:

[https://media.lanecce.edu/users/howardc/PTA104L/104LAmbAids/104LAmbAids\\_print.html](https://media.lanecce.edu/users/howardc/PTA104L/104LAmbAids/104LAmbAids_print.html)

*Stödfasen* är den tid då foten i fråga är i kontakt med golvytan. Denna fas anses som den överlägset viktigaste under gångcykeln då nedre extremiteterna är tvungna att förse med halvstytvt stöd för kroppstyngden, främja balansen samt tillåta framdrivning. Till stödfasens uppgift tillhör även att kompensera då det är ojämn mark. Stödfasen går ytterligare att uppdelas i följande faser:

#### *Hälisättning/fotisättning*

I normal gång tar den ledande foten kontakt i golvytan genom hälisättning. Då är även den motsatta foten i kontakt med golvytan vilket ger ett dubbelstöd. Under denna fas är kroppens tyngdpunkt som lägst nere vilket gör att gångaren är som stabilast. (Everett & Trew 2010 s.177)

#### *Stötabsorptionsfas/belastningssvar*

Under den efterföljande fasen, stötabsorptionsfasen tar stödbenet över hela kroppsvikten. För att stödet skall komma snabbt måste dorsalflexionen i foten vid hälisättning snabbt försvinna för att tillåta foten att komma fullt i kontakt med golvytan och således få tillräckligt med stödyta. Eftersom det under denna fas kommer mycket tyngd på det

ledande benet är det viktigt att stötaborptionen fungerar rätt. (Everett & Trew 2010 s.177)

### *Mittstödfas*

I mittstödfasen är kroppen framåtlutad för att möjliggöra och förbereda motsatta fot att övergå i svängfasen. I mittstödfasen förflyttas kroppens tyngdpunkt från att ha varit bakom stödfoten till att nu ligga framför stödfoten. Under denna fas är kroppens tyngdpunkt som högst upp i förhållande till stödytan. Under denna fas är gångaren som mest ostabil. Detta på grund av att tyngdpunktens höga läge samt den lilla stödytan. (Everett & Trew 2010 s.178)

### *Slutstödfas (tårna/tå knuff)*

Detta är fasen då foten just stiger upp från golvytan. Under denna fas stiger hälen upp från golvet och därefter tårna. De två ovannämnda faserna sker snabbt efter varandra. Under tåknuffet försvinner kontakten med golvytan och foten i fråga förbereder sig för att övergå i svängfasen. (Everett & Trew 2010 s.178)

Stödfasen utgör 60 procent av en gångcykel medan svängfasen utgör resterande 40 procent (Beckung et al. 2013 s.61).

*Svängfasen* är den tid då foten i fråga inte är i kontakt med golvytan (Everett & Trew 2010 s.178). Svängfasen kan ytterligare indelas i tre faser: *Acceleration-förberedande svängfas*, *mittsväng/initial sväng* samt *deceleration-slutsväng*. Under förberedande svängfasen förflyttas den icke tyngdbärande foten framåt med hjälp av höftflexorerna samt även i mindre grad av plantarflexorerna. Vid mittsvängfasen passerar den icke-tyngdbärande benet stödbenet. Slutsvängen karakteriseras av att nedre extremiteternas muskler bromsar rörelsen/kraften och förbereder foten för hälisättning. Under denna fas jobbar musklerna excentriskt (bromsande) och kräver således mindre kraft/energi. För att slutsvängen skall ske lyckat måste flexion i höft-och knäleden ske samt även dorsal-flexion i ankeln.(Everett & Trew 2010 s.178-179)

Förutom dessa faser innehåller gångcykeln ett antal andra komponenter som vanligtvis mäts som en del av gånganalysen. Till dessa hör bl.a. steglängd, fotvinkeln, stegbrädd samt stegkadens (antalet steg per minut) (Everett & Kell 2010 s. 180).

Under stödfasen är benet huvudsakligen sträckt genom aktiviteten i sträckmuskulaturen och under svängfasen dominerar istället böj muskulaturen (Larsson & Norlin 1996 s. 20). Detta öppnas mera nedanför med fokus på quadriceps och hamstringsmuskelgrupperna arbetande under gången.

### **2.5.2 M.quadriceps & m. hamstrings arbetande under gångcykeln**

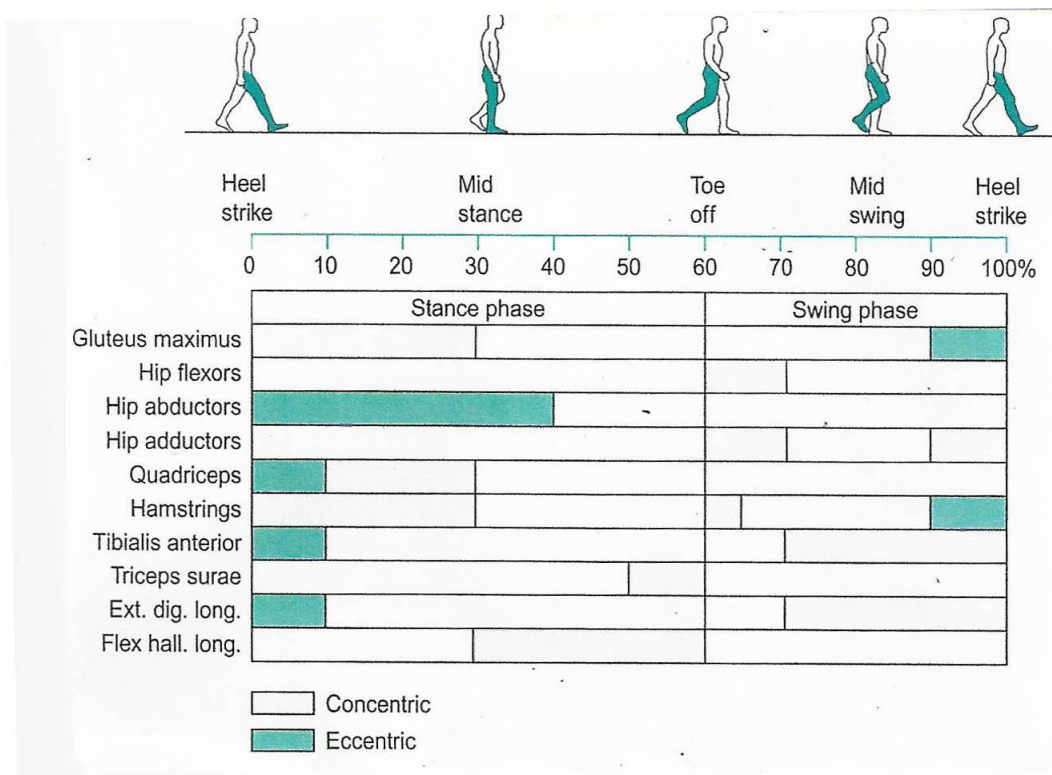
Under gångcykeln stabiliseras höft- och knäleden genom aktivering av quadriceps, gluteus medius och maximus samt hamstringsmusklerna (biceps femoris, semitendinosus, semimembranosus). (Larsson & Norlin 1996 s.86) I stödfasen är benet huvudsakligen sträckt genom aktivitet i den kraftiga sträckarmuskulaturen medan det i svängfasen huvudsakligen är böj muskulaturen som dominerar. Det som är värt att nämna är att muskelaktiviteten i nedre extremiteterna varierar individuellt och att det i största delen av gångcykeln inte förekommer någon muskelaktivitet i de större muskelgrupperna utan rörelsen sker genom tyngdkraften och momentums inverkan. Detta stöder teorin om att gång i sig är mycket energisparande (Everett & Trew 2010 s. 182-184).

Under gångfasen jobbar musklerna antingen excentriskt eller koncentriskt. Vid koncentriskt arbete är den kraft som utvecklas i musklerna större än det yttre motståndet vilket gör att muskeln drar sig samman. Då muskeln arbetar mot ett motstånd som är alltför stort i förhållande till den kraft muskeln utvecklar, förlängs muskeln vilket kallas excentrisk kontraktion (Annerstedt & Gjerset 2002 s.29)

Nedan presenteras quadriceps och hamstrings arbetande under de olika faserna i gångcykeln enligt Everett & Trew (2010 s. 175-184).

Under *hälsättning* jobbar gluteus maximus och hamstrings för att påbörja höfttextension. Under fasen jobbar hamstrings koncentriskt medan quadriceps jobbar excentriskt för att kontrollera flexionen i knäet som sker strax efter hälsättning.

Under *stötabsorptionsfasen* är knäleden ännu mera flekterad för att dämpa kraften/effekten från hälisättningen. I denna fas jobbar quadriceps fortfarande excentriskt för att kontrollera flexionsgraden i knäet. Vid *mittstödfasen* är det huvudsakligen gluteus samt höftabduktorer som ansvarar för muskelarbetet. Under den sista fasen, *slutstödfasen* är det momentumet i sig som för kroppen framåt och således jobbar musklerna relativt lite. Vid *svängfasen* sker *förberedande svängfasen* igen med hjälp av momentum samt tyngdkraften. Under *slutsvängen* jobbar hamstrings excentriskt för att bromsa rörelsen i höftleden. Fastän knäleden rör sig under denna fas från flexion till extension så jobbar ändå inte quadriceps under denna fas. Orsaken till detta är att flexionen i höftet medför momentum som orsakar extensionen i knäet. Den kraft som sedan behövs för att bromsa knäextensionen sköts excentriskt av hamstrings. (Everett & Trew 2010 s. 175-184). I figur 4 presenteras de olika muskelgruppernas aktivitet under gångcykeln. Enligt Everett & Kell (2010 s.182) är quadriceps aktiv under första 30 procent av gångcykeln mellan faserna *hälisättning-mittstödfas* och muskeln jobbar både excentriskt samt en längre tid koncentriskt. Därigenom jobbar hamstrings både under *stödfas* och *svängfasen* och är aktivt under första 30 procent av gångcykeln (koncentriskt arbete) och 10 procent under slutfasen av gångcykeln i form av excentriskt muskelarbete.



Figur 4. Muskelaktivitet enligt EMG-mätningar vid gång (Everett & Kell 2010 s. 182)

### 2.5.3 Ålderns inverkan på gången

Människans fysiska funktionsförmåga försämras med åldern. Försämringen beror på biologiska, åldersrelaterade funktioner samt på försämring av kroppens fysiologiska funktioner. Då man blir äldre försämras alla sinnen. Motoriken och de kognitiva färdigheterna försvagas och förmågan att klara av det dagliga livet blir svårare. De avgörande faktorerna för fysiska funktionsförmågan är bl.a. centrala nervsystemet, muskelstyrka, balans, kordination, ledrörlighet och kroppssammansättning (Lähteenmäki 2010 s. 11).

Efter det 50- årtiondet minskar muskelmassan med ungefär 1 % i året. Därtill minskar musklernas styrka och speciellt kraft; specifikt förmågan till snabba prestationer. Förmågan att utveckla snabbt kraft är avgörande vid uppehållandet av balansen och vid prevention av fall (Komulainen & Vuori 2015).

Då man blir äldre så undergår även gången en serie olika, delvis karakteristiska förändringar. Med stigande ålder sjunker gånghastigheten och stegen blir kortare och mer frekventa. Jämfört med de yngres gångstil så vidtar de äldre en mera framåtböjd hållning och har en lägre amplitud på flexion och extension i höften samt en mer flackare fotisättning. Vid tidigare gjorda gångundersökningar har det konstaterats en ökad EMG-aktivitet hos äldre kvinnor då man jämfört dem med yngre. Orsaken har förklarats som en ökande osäkerhet vid gång i högre ålder på grund av störningar i den äldre människans förmåga att kontrollera sina posturala och lokomotoriska funktioner. (Larsson & Norlin 1996 s. 103-108)

## 2.6 Litteratursökning

Litteratursökningen har skett under hösten 2016 samt våren 2017. Databaserna som har använts är PubMed, Ebsco (sportdiskus), google scholar samt reasearch gate. Som sökord har varit *walking speed*, *elderly*, *seniors*, *muscle activity*, *EMG*, *fall accidents* samt olika kombinationer av dessa. Därtill har samma sökord översatts till både svenska och finska för att hitta träffar via sökmotorn google.

### **3 SYFTE OCH FRÅGESTÄLLNING**

Syftet med studien är att undersöka hur gånghastigheten korrelerar med muskelaktiviteten hos seniorer under normal och maximal gånghastighet på en 10-meters sträcka.

#### **Frågeställning:**

- 1) Vad händer med muskelaktiviteten då gånghastigheten ökar?
- 2) Vilket är förhållandet mellan quadriceps och hamstrings vid normal gånghastighet jämfört med maximal gånghastighet?

### **4 METOD**

#### **4.1 Material och design**

Metoden för studien är en kvantitativt inriktad forskning som bär av sig i form av deskriptiv statistik. Forskningen innehåller mätningar vid datainsamlingen och statistiska bearbetnings- och analysmetoder (Patel & Davidson 2011 s.12-14). Enligt Patel & Davidson (2011 s.13) begränsar man sig vid deskriptiva undersökningar till att undersöka några aspekter av de fenomen som man är intresserad av.

Då en kvantitativ forskning görs innebär det att de objekt vi studerar tillges ett numeriskt värde dvs. ett siffervärde. Därefter görs en analys av informationen i numerisk form till metoder för tolkning av textmaterial. Det insamlade materialet beskrivs för att på detta sätt belysa forskningsproblemet (Patel & Davidson 2011 s. 111).

Utöver detta kan studien anses som en longitudinell studie då tanken är att man följer upp testpersonerna och gör upprepade mätningar på dem för att följa utveckling över tid (Hasmén & Hassmén 2008 s. 288). Tanken är att samma studie görs nästa år på nytt.

##### **4.1.1 Testpersonerna**

Till undersökningen rekryterades via Helsingfors stads arbetarinstitut (Arbis) seniorgymnastikgrupper 30 hemmaboende, självförsörjande 65 år eller äldre män och kvinnor, som klarade av att gå självständigt utan hjälpmedel. I undersökningen deltog 15 män

och 15 kvinnor. De som deltog i undersökningen deltog frivilligt och fick information gällande testningarna. Testpersonerna fyllde i en hälsoenkät samt skrev under ett informerat samtycke.

Av testpersonerna tillfrågades ålder, nivå av fysisk aktivitet samt eventuella kroniska sjukdomar. Därtill mättes längd och vikt och på basis av dessa resultat räknades ett viktindex (BMI) ut. Viktindexet är ett mått för att bedöma vikten i förhållande till längden och räknades ut genom att dividera vikten (kg) med längden(m) i kvadrat. Ett mått på lårets omkrets (10 cm ovanför patellas övre kant) samt benens längd (mätt från acetabulum-mediala malleolen) togs även. Alla ovan nämnda mätningar gjordes vid yrkeshögskolan Arcada i Helsingfors. Testerna skedde i testlaboratoriet, plintklassen och i femte våningen utanför A –blocket. Varje test utfördes en gång per testperson.

#### **4.1.2 Gångtest**

Gångtestet utgjordes av en 18-meterssträcka som innehöll en 4 meters accelerations/decelerationssträcka i båda ändorna. Själva sträckan som togs på tid var 10 meter. Enligt Larsson & Norlin (1996 s.226) bör hastigheten inte mätas på en för kort sträcka utan gångbanan bör vara minst 10 meter. Testpersonerna måste även kunna starta och avsluta testet ett par meter före och efter den mätta sträckan. Hastigheten kan mätas med tidtagarur eller med fotoceller kopplade till mätsystem vilka reagerar då testpersonen passerar (Spintest 2017). I detta arbete användes fotoceller för att varje testtid skulle bli så autenisk som möjligt. Gångtestbanan var uppbyggd så att testpersonerna stod mellan två röda koner, ca 4 meter ifrån första fotocell. Testpersonerna ombads att gå fram till de blåa konerna, först engång i normal, självvald gånghastighet. Den tredje fotocellen låg 4 meter ifrån de blåa konerna och registrerade sluttiden för 10-meterssträckan. Då testpersonerna gått fram till de blåa konerna så vände de om och väntade på vidare instruktioner för att sedan gå samma sträcka tillbaka men nu så snabbt som möjligt. I figur 5 presenteras gångbanan.



*Figur 5. Gångbana. Fotograf Misa Pihlaniemi*

Som utrustning för testandet användes smartbyxor, fotoceller, dator samt skriftliga testinstruktioner. De skriftliga testinstruktionerna användes för att varje testtillfälle skulle bli så autentiskt som möjligt och att det inte skulle förekomma skillnader gällande instruering före testtillfället vilket därigenom kunde ha påverkat testresultaten.

Testtillfället började med att forskaren tryckte på mätningen på datorn och försäkrade att sändaren (mcell) var trådlöst i kontakt med datorn och att alla fyra elektroder registrerade EMG-aktivitet dvs. att alla mätytor var tillräckligt fuktade och att de var ordentligt i kontakt med huden. Själva testet började med att forskaren läste upp testinstruktionerna (bilaga 1). Vid kommandot ”tre, två, ett nu” började testpersonen gå sträckan. Då testpersonens bål överskred första fotocellen så tryckte forskaren markeringen på. Markeringen stoppades sedan då testpersonens bål passerade den sista fotocellen. Mätningen stoppades på datorn efter detta. De tider som fotocellerna angav skrevs upp manuellt på papper under själva testtillfället. Efter att alla testpersoners testningar gjorts korrigerades markeringarna manuellt för att motsvara den korrekta tid som fotocellerna angav.



### 4.3 Datainsamling & data-analys

Testningen skedde med Myontec Oy:s Mbody-smartshorts som mäter muskelaktivitet (EMG-signal) i hamstrings-och quadricepsmuskulaturen både i höger och vänster ben. Shortsens har sammanlagt fyra sensorer och dessa elektroder är fastsydda på insidan av shortsens. Elektroderna är placerade så att de bipolära elektroderna är distalt och horisontellt belägna från höften medan de jordande elektroderna befinner sig på den laterala sidan av shortsens i vertikal riktning (Finni et.al 2007). Själva modulen/sändaren som samlar in data sätts fast på framsidan av byxorna. Modulen samlar in rå EMG data med en frekvens på 1000 Hz. Rådatan överfördes sedan trådlöst till tillhörande programvara på datorn och sparas på programmets mjukvara på Arcadas servrar. Resultaten överfördes sedan manuellt till en resultatfil som skapats på ett excel-kalkylblad. Till slut analyserades resultaten via statistikprogrammet SPSS. Resultaten analyserades med hjälp av Pearsons korrelationskoefficient ( $r$ ). Korrelation används då man vill undersöka sambandet mellan två eller flera variabler. Pearsons korrelationskoefficient uttrycks ett värde som är mellan 1 och -1, där 0 anger inget samband, -1 ett maximalt negativt samband och 1 ett maximalt positivt samband. ( Hassmén & Hassmén 2008 s. 125) Genom SPSS räknades korrelationskoefficienten för mätningarna samt skillnaderna mellan quadriceps och hamstringsmuskelgrupperna. Därtill analyserades variabler såsom medelvärde, standardavvikelse och spridning.

### 4.4 Etiska överväganden

Då man utför en forskning arbetar man oftast med fyra grundläggande etiska krav som en undersökning skall försöka uppfylla. Dessa krav ställs upp för att skydda de personer som ställer upp som undersökningsdeltagare (Hassmén & Hassmén 2008 s.389). De fyra etiska kraven är informationskravet, samtyckskravet, konfidentialkravet samt nyttjandekravet.

Informationskravet innebär att forskaren skall informera undersökningsdeltagarna om den aktuella forskningens syfte (Hassmén & Hassmén 2008 s.389).

Samtyckskravet betyder att deltagarna själv har rätt att välja ifall de vill medverka i undersökningen eller inte (Hassmén & Hassmén 2008 s.389). Enligt Hassmén & Hassmén (2008 s.389) bygger informerat samtycke på att den som blir undersökt vet allt

om de risker och möjligheter som deltagandet kan innebära och att deltagandet sker på egen vilja utan någon press från andra.

Konfidentialkravet menar att uppgifter gällande personer som deltar i undersökningen skall förvaras på ett säkert ställe så att inte obehöriga kan ta del av dem (Hassmén & Hassmén 2008 s.389). Ju känsligare informationen är, desto större ansträngningar bör göras för att skydda den undersöktes privatliv. Detta handlar i grund och botten om att sträva efter att de som blir undersöks skall även förbli anonyma (Jacobsen 2012 s. 34-35.)

Det sista kravet, nyttjandekravet innebär att de insamlade uppgifterna om enskilda personer endast får användas för forskningsändamål.

Förutom dessa fyra etiska krav som ställts upp för att skydda undersökningsdeltagarna så finns det även vissa krav som inriktar sig till själva forskarna. Kravet på korrekt presentation av data innebär att forskaren i mån av möjlighet skall återge forskningsresultaten på ett fullständigt sätt och placera dem in i sina rätta sammanhang. (Jacobsen 2012 s.37) Enligt Jacobsen (2012 s. 37) ska man således undvika att använda resultat som tagits ur sitt sammanhang eller använda förfalskad data eller resultat.

Då det kommer till de etiska överväganden så har jag som forskare följt dessa krav. Undersökningsdeltagarna har blivit informerade om forskningens syfte och ett forskningsprotokoll har gjorts. Med protokollet som undertecknats av både forskaren och undersökningsdeltagaren har jag som forskare velat försäkra att deltagarna förstår vad forskningen innebär och att deras deltagande i undersökningen sker av egen vilja. Genom protokollet uppfylls kraven på information och samtycke.

När det gäller kraven som kommer till konfidentialitet och nyttjande av insamlade uppgifter så har dessa krav uppnåtts genom att de insamlade uppgifterna gällande forskningsdeltagarna har sparats bakom låsta dörrar eller på en låst maskin. Därigenom har inga obehöriga personer haft tillgång till materialet. Dessutom har uppgifterna gällande deltagarna sparats så att inga namn eller dyl. förekommer. Istället har varje deltagare tilldelats en bokstav/nummerserie för att skydda deltagarnas privatliv och därigenom göra dem anonyma. De insamlade uppgifterna gällande forskningsdeltagarna har endast använts för forskningsändamålet .

Förutom de ovan nämnda etiska överväganden så har arbetet även följt Arcadas riktlinjer för god vetenskaplig praxis.

## 5 RESULTAT

30 personer deltog i undersökningen ( 15 män, 15 kvinnor). En testpersons testresultat avlägsnades från den slutliga analysen då dennes sjukdomar utgjorde en exklusionskriterie. Den egentliga analysen skedde således av 29 testpersoner ( 14 män, 15 kvinnor).

Testningarna skedde under mars och april månad ( 2017) i Yrkeshögskolan Arcada. Testningarna gjordes en gång per testperson.

Medelåldern hos testpersonerna var 73 år. Åldersskillnaden mellan den yngsta och den äldsta testpersonen var 15 år. I övrigt var testpersonerna en relativt heterogen grupp.

I tabell 1 presenteras testpersonernas ( N= 29) bakgrundsinformation (ålder, längd, vikt, BMI).

*Tabell 1. Testpersonernas (N=29 ) bakgrundsinformation ( ålder, längd, vikt,BMI)*

N= 29	Minimum	Maximum	Medel
Ålder, år	66,0	81,0	72,9
Längd, cm	154,0	184,5	168,9
Vikt, kg	49,7	95,5	72,6
BMI,kg/m <sup>2</sup>	18,6	35,6	25,4

Tabell 2 visar testpersonernas tid och genomsnittliga muskelaktivitet under normal och maximal gånghastighet. Tiden är utgiven i sekunder och den genomsnittliga muskelaktiviteten ( EMG muscleload avg) räknat som milliamper per minut ( MA/ min). Resultaten visar att det förekommer stora skillnader gällande m/s, där de lägsta och högsta värdena skiljer sig märkbart. Likväl framkommer det stora skillnader gällande muskelaktiviteten. Detta beror på att en testpersons (EA006) muskelaktivitet var mycket högre både under normal gång och maximal gånghastighet( 1135/1447), vilket automatiskt gör att medeltalet och max-värdet stiger.

*Tabell 2. Testpersonernas ( n=29) genomsnittliga tider och muskelaktivitet*

N =29	Minimum	Maximum	Medel
Normal gång, tid (s)	5,0	7,7	6,4
Normal gång, m/s	1,2	2,0	1,5
Maximal gång, tid (s)	3,6	5,9	4,7
Maximal gång, m/s	1,6	2,7	2,1
Normal gång, EMG muscleload AVG	83	1135	201,5
Maximal gång, EMG muscleload AVG	120	1447	344,6

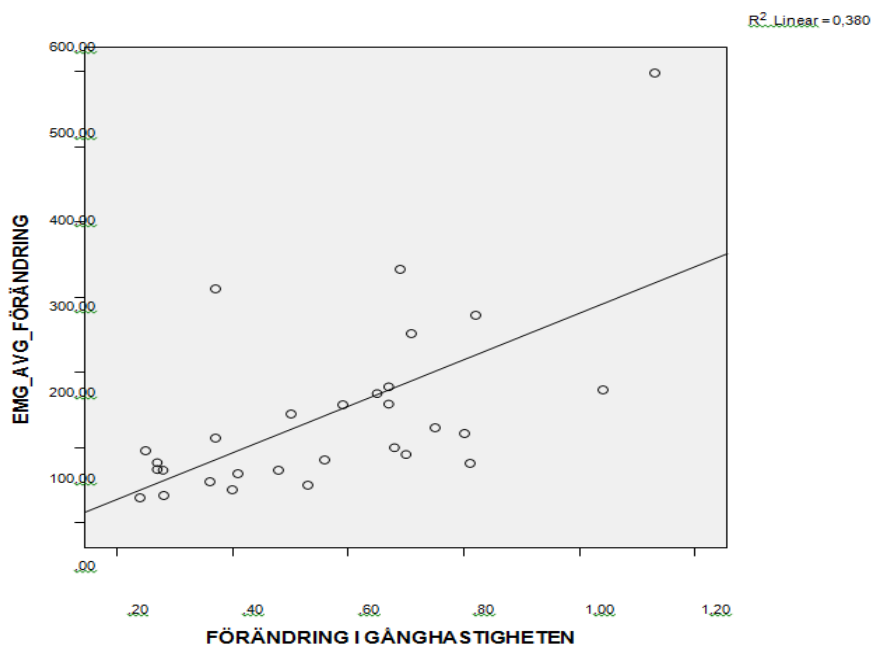
I tabell 3 syns tiderna och muskelaktiviteten enligt kön. Resultaten visar att det i den normala gånghastigheten inte förekommer skillnader mellan könen. Däremot visar resultaten att männen i genomsnitt går 0,5 sekunder snabbare än kvinnorna vid maximal gånghastighet. Därtill har männen i genomsnitt högre muskelaktivitet ( MA/min) både under normal och maximal gånghastighet jämfört med kvinnor.

*Tabell 3. Testpersonernas (n=29) genomsnittliga tider och muskelaktivitet enligt kön*

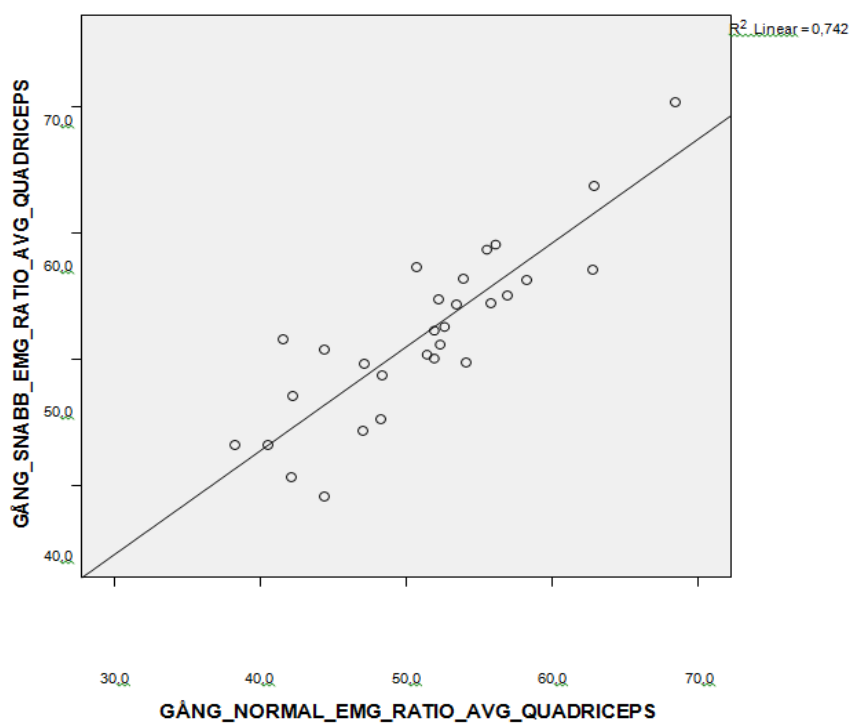
N= 29	Kön	N	Medel
Normal gång, tid (s)	Kvinna	15	6,5
	Man	14	6,4
Normal gång, m/s	Kvinna	15	1,5
	Man	14	1,5
Maximal gång, tid (s)	Kvinna	15	5,0
	Man	14	4,4
Maximal gång, m/s	Kvinna	15	2,0
	Man	14	2,2
Normal gång, EMG muscleload AVG	Kvinna	15	148,9
	Man	14	257,9
Maximal gång, EMG muscleload AVG	Kvinna	15	250,9
	Man	25	445,0

I figur 6 och 7 presenteras korrelationen ( r) mellan muskelaktivitet och gånghastighet samt quadriceps förhållande under normal och maximal gånghastighet. I båda figurerna är korrelationen positiv, dvs. regressionslinjen är uppåtstigande. Korrelationsvärden för figur 6 är  $r= 0,617$ ,  $p<0,01$  och för figur 7  $r=0,861$ ,  $p<0,01$ , vilket kan anses som en god

korrelation. I figur 6 är ändringen i gånghastigheten ( tid,m/s) x-värdet och förändringen i muskelaktiviteten ( MA/min) y-värdet.



Figur 6. Pearsons korrelationskoefficient visar förändringen i muskelaktiviteten då gånghastigheten ökar



*Figur 7. Pearsons korrelationskoefficient visar quadriceps procentuella ( %) förhållande under normal och maximal gånghastighet*

I tabell 4 syns hur quadriceps och hamstrings förhåller sig procentuellt ( %) under normal och maximal gånghastighet hos testpersonerna. Från tabellen går det att utläsa att medelvärdet för båda muskelgrupperna är nästan jämfördelat under de båda hastigheterna. Standardavvikelsen, som berättar hur mycket värden skiljer från medelvärdet visar ändå att det förekommer viss procentuell skillnad i de olika muskelgrupperna hos testpersonerna fastän medeltalen blir rätt så jämna. Under normal gång är quadriceps procentuella medelvärde 51,2 % och under maximal gång 52,0%. Förändringen i quadriceps mellan de olika hastigheterna blir således 0,8% (P=0,241). Hamstrings medelvärde under normal gång är 48,8% och under maximal gånghastighet 48,0% med en förändring på 0,8%.

*Tabell 4. Quadriceps och hamstrings procentuella( %) förhållande under normal och maximal gånghastighet hos testpersonerna ( n=29)*

N=29	Minimum	Maximum	Medel	Std.deviation
Normal gång, EMG ratio AVG Quadriceps	38,2%	68,4%	51,2%	7,1%
Normal gång, EMG ratio AVG Hamstrings	31,6%	61,8%	48,8%	7,1%
Maximal gång, EMG ratio AVG Quadriceps	39,2%	70,4%	52,0%	6,7%
Macimal gång, EMG ratio AVG Hamstrings	29,6%	60,8%	48,0%	6,8%

## 6 DISKUSSION

### 6.1 Resultatdiskussion

I studien undersöktes hur muskelaktiviteten korrelerar med gånghastigheten under normal och maximal gånghastighet. Därtill undersöktes vilket förhållandet är mellan quadriceps och hamstrings under de olika hastigheterna.

I studien gjordes två nya variabler för att få svar på syftet; förändring i gånghastigheten (m/s) och förändringen i EMG-aktiviteten (MA/min, se figur 6). Resultaten visar att muskelaktiviteten och hastigheten har ett starkt samband ( $r = 0,617$ ,  $p < 0,01$ ). Detta betyder att då gånghastigheten ökar så ökar också muskelaktiviteten. Förändringen i gånghastigheten var igenomsnitt 0,56 m/s och muskelaktivitetsskillnaden 143,1 MA då man jämförde de olika värden mellan de två olika gånghastigheterna. Resultaten visar att det inte förekommer större skillnader mellan de två könen under normal gång. Under maximal gånghastighet går männen däremot snabbare än kvinnorna ( $P = 0,017$ ) och har därtill högre muskelaktivitet ( $P = 0,071$ ).

I studien undersöktes även hur quadriceps och hamstrings förhåller sig under de två olika gånghastigheterna. I figur 7 och tabell 4 visas deras förhållanden. Q/H-förhållandet mättes som relativ (% /100%) förändring i quadriceps/hamstrings. Det som är värt att uppmärksamma är att 100% utgör den sammanlagda muskelaktiviteten där alla fyra registrerande elektroder är medräknade. I figur 7 presenteras quadriceps relativa andel och i tabell 4 syns hamstrings andel av den totala 100%. Figur 7 visar ett högt korrelationssamband för quadriceps under båda hastigheterna ( $r = 0,861$ ,  $p < 0,01$ ). Enligt Hassmén & Hassmén (2008 s.125) anses korrelationen vara god, då den ligger över 0,70. I tabell 4 kan man se att det inte förekommer större skillnader i de två muskelgruppernas medeltal fast viss variation gällande aktiveringsgrad (jmf. min och max värde) förekommer. Från tabellen (tabell 4) ser man att quadriceps procentuella andel (medelvärde) under normal gång var igenomsnitt 51,2% och under maximal gånghastighet 52,0 %. Förändringen var således 0,8% ( $P = 0,241$ ). Hamstrings medelvärde under normal gång var 48,8% och under maximal gånghastighet 48,0% med en förändring på 0,8%.

Resultaten visar att korrelationen i båda fallen är hög och att man på basis av dessa kan konstatera att bak och framlårens aktivering under två olika gånghastigheter hålls likvärdiga hos dessa seniorer med god funktionsförmåga under korta gångsträckor.

## 6.2 Metoddiskussion

I undersökningen deltog 30 personer varav 29 personers testresultat analyserades. En persons bakgrundssjukdomar utgjorde exklusionskriterier för att kunna vara med i resultatanalysen. Testpersonernas mängd (  $n= 29$  ) anses bra då det strävades att deltagarmängden för undersökningen skulle vara minst 30. Dessutom är båda könen nästan jämnt representerade ( 14 män, 15 kvinnor). Testpersonerna var seniorer ( medelålder 72 år ) .

Testpersonerna rekryterades via Helsingfors stads arbetarinstituts (Arbis) seniorgymnastikgrupper. Rekryteringen skedde genom besök på arbis för att ge information om kommande undersökning. Då testpersonerna rekryterades via Arbis gymnastikgrupper kan man anse att urvalet/samplet inte representerar den ”normala” seniorbefolkningen utan detta sampel är idrottsliga och att alla rör på sig regelbundet. Detta påverkade resultaten och är en orsak till varför inte tydligare skillnader i resultaten framkom. Ingen av testpersonerna hade problem med gången, dvs. inget patologiskt gångmönster framkom.

Själva gångtestet bestod av en 18-meterssträcka med 4 meters acceleration/decelationssträcka i båda ändarna. Sträckan som togs på tid var 10-meter. Fotoceller användes för att tiden skulle bli så exakt som möjligt. Testet utfördes två gånger, engång i normal gånghastighet och engång i maximal gånghastighet. Eftersom tidsskillnaderna mellan första testningen (normal gång) och andra testningen ( maximal gånghastighet) handlade enbart några sekunder så blev inte skillnaderna i resultaten så stora. 10-meters testet valdes för att ett sådant finns som fälttest på TOIMIAS sidor och anses som ett användbart mätverktyg. Gånghastighet (m/s) är ett av de viktigaste mätvärden på förändring i gång. Därtill anses 10- meters gångtestet som ett pålitligt mätverktyg då dess repeterbarhet är god då den inte är beroende av själva testaren (TOIMIA 2013). De två olika gånghastigheterna valdes då den normala gånghastigheten representerar prestandnivån i dagliga livet medan maximala gånghastigheten ger information om den



högsta neuromuskulära kapaciteten. Detta ger i sig information om personens potential att anpassa sig till omgivningen, t.ex. då han eller hon korsar ett övergångsställe ( Mänty 2010 s.21)

Viss spekulation kring testet och själva testresultaten kan ändå göras.

Ifall testpersonerna skulle ha varit i sämre skick skulle sträckan ha varit mera lämpligare. I detta fall märkte man att sträckan var en aning för kort, i vissa fall märktes att testpersonerna ” nästan sprang” föratt de skulle få en så god/snabb tid som möjligt.Därtill utfördes testerna på plan mark inomhus , vilket inte kan anses simulera ett normalt tillfälle. Lika utfördes testet utanför A-blocket där utomstående konstant gick förbi testbanan, vilket även kunde ha påverka testdeltagarnas koncentration. Här kan man ändå poängtera att varje testtillfälle ändå var det samma för alla.

Förutom detta så förekom det vissa tekniska problem med själva utrustningen vilket påverkade testtillfällena. Den trådlösa kontakten mellan sändaren och datorn fungerade i bland inte överhuvudtaget och jag var tvungen att byta mellan olika sändare för att få alla testningar utförda. I överlag fungerade byxorna ändå bra och testpersonerna hade en positiv inställning gentemot dem.

### **6.3 Studiens relevans för arbetslivet**

I det kliniska arbetet är det viktigt att kunna hitta de personer som har en förhöjd risk att råka ut för fall då fallolyckor i framtiden är ett allt mer betydande problem för folkhälsan. Som fysioterapeut kan man i sitt arbete utföra lätta fälttest som identifierar personer som har högre risk för fallolyckor( bla.a. Bergs balanstest, TUG,ikinä). Genom bla.a. Time Up & Go-testet kan man utvärdera testpersonens rörelseförmåga och balans. Testet i sig är enkelt att utföra och går ut på att man tar tid för hur länge det tar för den undersökta att stiga upp från en stol, gå en tre meters sträcka fram och tillbaka och sedan sätta sig ner tillbaka i stolen. Testet görs på tid och en tid på över 13 sekunder indikerar en förhöjd risk för testpersonen att råka ut för fall. Det finns dock bristfällig information om vilka faktorer egentligen påverkar testresultatet. Är det svårt för testpersonen att stiga upp från stolen ( muskelbalans) eller är det i balansen eller i själva gången som problemet sitter? I min studie var syftet att identifiera faktorer utifrån gånghastigheten och således bidra till eventuella förklarande faktorer bakom TUG-

testet. Eftersom smartshortsens utvecklare är intresserad av att utvidga shortsens användningsområde inom rehabilitering är studiens arbetslivsrelevans hög. Studien utredde smartshortsens användbarhet under fälttest med seniorer som målgrupp. I min studie var testpersonerna seniorer som idkade motion och därför hade en god funktionsförmåga. Ifall testpersonerna hade varit en seniorgrupp som inte regelbundet rör på sig så kunde resultaten ha varit annorlunda och större skillnader skulle ha förekommit. Fastän det inte förekom desstu större skillnader i resultaten så kan dessa resultat även vara till nytta med tanke på framtiden. Det behövs olika målgrupper och testningar innan man kan avgöra hur bra smartshorts och övriga smarttextiler lämpar sig för användning inom rehabilitering och fysioterapi.

## **7 KONKLUSION**

Syftet med studien var att undersöka hur muskelaktiviteten korrelerar med gånghastigheten. Därtill undersöktes quadriceps och hamstringens förhållande under två olika hastigheter. Resultaten visar att korrelationen är i båda fallen hög och att man på basis av dessa kan konstatera att bak och framlårens aktivering under två olika gånghastigheter hålls likvärdiga hos dessa seniorer med god funktionsförmåga under korta gångsträckor. Det behövs dock olika målgrupper för att kunna jämföra testresultaten sinsemellan och få mera heltäckande resultat. Med tanke på gången och dess olika faser kunde man utveckla smartshortsen så att de även tar i beaktan andra stora muskelgrupper bl.a. gluteus medius som har en avgörande roll för en normal gång. I framtiden kan sensorklädesteknologin vara en pålitlig och användbar metod för att mäta fysisk aktivitet eller utvärdera rehabiliteringens effektivitet hos både friska personer och personer med funktionsnedsättningar.

## KÄLLOR / REFERENCES

- Ahonen, J; Sandström, M; Laukkanen, R; Haapalainen, J; Immonen, S; Jansson, L; Fogelholm, M. 1998, *Alaraajojen rakenne, toiminta ja kävelykoulu*. VK-Kustannus Oy. 528 s.
- Annerstedt, C; Gjerset, A, Gjerset. 2002, *Idrottens träningslära*. Sisu idrottsböcker. 464s.
- Beckung, E; Brogren-Carlberg, E; Rösblad, B. 2013. *Fysioterapi för barn och ungdomsteori och tillämpning*. 2 uppl. Studentlitteratur. 303s.
- Berg, W ; P. Alessio, Helaine; M. Mills, Eugenia ; M. Tong, Cheng. 1997, *Circumstances and consequences of falls in independent community-dwelling older adults*. Tillgänglig  
<https://ageing.oxfordjournals.org/content/26/4/261.full.pdf+html>  
Hämtad 11.1.2017
- Bojsen-Møller, F. 2009, *Rörelseapparatens anatomi*. 1 uppl., Stockholm: Liber AB, 381 s.
- Cesari, M. et al. 2005 Prognostic Value of Usual Gait Speed in Well-Functioning Older People-Results from the Health, Aging and Body Composition Study. Tillgänglig  
<http://dare.ubv.uvu.nl/bitstream/handle/1871/26738/186953.pdf?sequence=1>  
Hämtad 26.10.2016
- Clark, D.; Manini, T.; Fielding, R. Patten, C. 2013, *Neuromuscular determinants of maximum walking speed in well-functioning older adults*. Tillgänglig  
<https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC3594593/> Hämtad 26.10.2016
- Everett, T; Trew, M, 2010, *Function of the lower limb*. I: N. Everett, Tony; Kell, Clare, red. *Human movement-an introductory text*. 6 uppl., London: Churchill Livingstone Elsevier Ltd. 268 s.
- Finni, T; Hu, Min; Kettunen, P; Vilavuo, T; Cheng S. 2007, Measurement of EMG activity with textile electrodes embedded into clothing. Tillgänglig  
[https://www.researchgate.net/publication/5868980\\_Measurement\\_of\\_EMG\\_activity\\_with\\_textile\\_electrodes\\_embedded\\_into\\_clothing](https://www.researchgate.net/publication/5868980_Measurement_of_EMG_activity_with_textile_electrodes_embedded_into_clothing) Hämtad 26.10.2016
- Hassmén, N; Hassmén, P, 2008, *Idrottsvetenskapliga forskningsmetoder*. 2 uppl. SISU idrottsböcker. 414 s.
- Holmström, E; Moritz, U. 2007, *Rörelseorganens funktionsstörningar-klinik och sjukgymnastik*. Studentlitteratur. 424s.

- Institutet för Hälsa och Välfärd.2015. *Fallolyckor bland äldre [www]* Tillgänglig <https://www.thl.fi/sv/web/olycksfall/fallolyckor-bland-aldre> hämtad 16.1.2017
- Jacobsen, D.I.2012,*Förståelse, beskrivning och förklaring-introduktion till samhällsvetenskaplig metod för hälsovård och socialt arbete.*2012. Upplaga 2:1. Studentlitteratur 327 s.
- Joutjärvi, T. 2014, *Monikanavaelektrodilla mitattu alueellinen lihasaktiivisuus eri nivelkulmilla isometrisessä tahdonalaisessa ja sähköstimulaatiolla aiheutetussa lihastyössä.* Biomekaniikan pro gradu-tutkielma. Jyväskylän yliopisto. Tillgänglig <https://jyx.jyu.fi/dspace/bitstream/handle/123456789/43106/URN%3aNBN%3afi%3ajyu-201403251398.pdf?sequence=1> Hämtad 29.01.2017
- Kerrigan,C; Todd, Mary K; Croce, U. D;Lipsitz,L. A;Collins, J. C.1998 Biomechanical gait alterations independent of speed in the healthy elderly: evidence for specific limiting impairments.Tillgänglig [http://www.archives-pmr.org/article/S0003-9993\(98\)90013-2/pdf](http://www.archives-pmr.org/article/S0003-9993(98)90013-2/pdf) Hämtad 26.10.2016
- Ko, S-Uk;Hausdorff, J. M; Ferucci, L. 2010, *Age-associated differences in the gait pattern changes of older adults during fast-speed and fatigue conditions: Result from the Baltimore longitudinal study of ageing.* Tillgänglig <http://ageing.oxfordjournals.org/content/39/6/688.full.pdf+html> Hämtad 26.10.2016
- Komulainen, P; Vuori, I. 2015. Käypähoitosuositus. Ikääntymiseen liittyvät fysiologiset muutokset ja liikuntaharjoittelu. Publicerad 15.10.2015. Tillgänglig <http://www.kaypahoito.fi/web/kh/suositukset/suositus;jsessionid=3045261C1172022D6C6D60AC7417E12C?id=nix01182> Hämtad 29.4.2017
- Larsson, L-E. Norlin, R. 1996, *Hur går det till när man går-en introduktion till gånganalys.* Studentlitteratur.285s.
- Liu, M. Q; Anderson, F. C; Schwartz;M. H, *Muscle contributions to support and progression over a range of walking speeds.* Tillgänglig <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC4423744/> Hämtad 26.10.2016
- Lähteenmäki, J. 2010. *Ikääntyneen fyysisen toimintakyvyn kartoitus vanhainkodissa.* Opinnäytetyö. Fysioterapian koulutusohjelma. Tampereen ammattikorkeakoulu. Tillgänglig [https://www.theseus.fi/bitstream/handle/10024/10931/Lahteenmaeki\\_Johanna.pdf?sequence=1](https://www.theseus.fi/bitstream/handle/10024/10931/Lahteenmaeki_Johanna.pdf?sequence=1) Hämtad 20.04.2017

Medved, V; Cifrek, M.2011, *Kinesiological electromyography*. Tillgänglig

[https://www.researchgate.net/publication/221916100\\_Kinesiological\\_Electromyography?enrichId=rgreq-1cd7d96f78985b735b766c9eb17d19eb-XXX&enrichSource=Y292ZXJQYWdlOzIyMTkxNjEwMDtBUzoxMDE1NTYxMTIz-MzA3NjhAMTQwMTIyNDI3MzAxNQ%3D%3D&el=1\\_x\\_2&\\_esc=publicationCoverPdf](https://www.researchgate.net/publication/221916100_Kinesiological_Electromyography?enrichId=rgreq-1cd7d96f78985b735b766c9eb17d19eb-XXX&enrichSource=Y292ZXJQYWdlOzIyMTkxNjEwMDtBUzoxMDE1NTYxMTIz-MzA3NjhAMTQwMTIyNDI3MzAxNQ%3D%3D&el=1_x_2&_esc=publicationCoverPdf) Hämtad 30.1.2017

Mänty, M.2010 *Early signs of mobility decline and physical activity counseling as a preventive intervention in older people*. Tillgänglig

<https://jyx.jyu.fi/dspace/bitstream/handle/123456789/23586/9789513938826.pdf?sequence=1> Hämtad 30.04.2017

Myontec.2016, EMG in physical rehabilitation. Tillgänglig

<http://www.myontec.com/benefits/rehabilitation-research/> Hämtad 26.10.2016

Pajala,S. 2012, *Iäkkäiden kaatumisen ehkäisy*, Tilgänglich

<https://www.julkari.fi/bitstream/handle/10024/79998/923b49af-ca1a-4c44-a14c-%20505319cac74e.pdf?sequence=1> Hämtad 25.01.2017

Patel, R., Davidson,B.2011, *Forskningsmetodikens grunder-att planera,genomföra och rapportera en undersökning*. Studentlitteratur. 149s.

Pitkälä,K.2014, *Vanhuksen kävelynopeus on tärkeää mitata*. Lääkärilehti

38/2014.Tillgänglig  
<http://www.potilaanlaakarilehti.fi/uutiset/vanhuksen-kavelynopeus-on-tarkeaa-mitata/> Hämtad 25.01.2017

Rubenstein, L Z. 2006, *Falls in older people:epidermiology,risk factors and strategies for prevention*. Tillgänglig

[https://www.researchgate.net/publication/6862466\\_Falls\\_in\\_Older\\_People\\_Epidemiology\\_Risk\\_Factors\\_and\\_Strategies\\_for\\_Prevention](https://www.researchgate.net/publication/6862466_Falls_in_Older_People_Epidemiology_Risk_Factors_and_Strategies_for_Prevention) Hämtad 25.01.2017

Schmitz, A; Slider, A; Heiderscheit, B;Mahoney, J; Thelen,D.G. 2008, *Differences in lower-extremity muscular activation during walking between healthy older and young adults*. Tillgänglig

<https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC3689417/> Hämtad 26.10.2016

Spintest.2017 [www] <http://www.spintest.ee/>

Türker, H; Sözen, H,2013, *Surface electromyography in sports and exercise*

Tillgänglig <http://www.intechopen.com/books/electrodiagnosis-in-new-frontiers-of-clinical-research/surface-electromyography-in-sports-and-exercise> Hämtad 30.1.2017

TOIMIA.2014. *10 metrin kävelytesti muistitoimintokellolla*. Tillgänglig  
<http://www.thl.fi/toimia/tietokanta/mittariversio/156/> hämtad 15.3.2017

Vilavuo, T. 2007, *Summaavan EMG-mittauksen käyttö anaerobisen kynnysrajan määrittämiseen ja kestävyysharjoittelun seurantaan*. Biomekaniikan pro gradu-työ. Jyväskylän yliopisto. Tillgänglig  
[https://jyx.jyu.fi/dspace/bitstream/handle/123456789/7217/URN\\_NBN\\_fi\\_jyu-2007295.pdf?sequence=1](https://jyx.jyu.fi/dspace/bitstream/handle/123456789/7217/URN_NBN_fi_jyu-2007295.pdf?sequence=1) Hämtad 02.02.2017

## BILAGA 1



### INFORMATION FÖR DELTAGARE I UNDERSÖKNINGEN

**Bästa mottagare,**

#### **Undersökningens bakgrund och syfte**

Yrkeshögskolan Arcadas utbildningsprogram i fysioterapi har inom sin forskningsverksamhet startat en undersökning vars mål är att utreda förklarande faktorer bakom funktionsförmågetestet Timed Up & Go (TUG). Syftet med undersökningen är att utreda faktorer som har en eventuell koppling till TUG-testets resultat. I detta specifika test reser man sig upp från en stol och går en kort sträcka. Kartläggningen sker vid Arcada, under ett tillfälle under februari-mars 2017 och en uppföljning görs under våren 2018. Kartläggningen räcker ca en timme och utförs av fysioterapistuderande, som studerar på sitt sista studieår. Testerna övervakas av fysioterapiprogrammets lektorer.

Till kartläggningen ingår att deltagarna använder sig av sensorshorts under testillfället, med vars hjälp man kan mäta muskelaktiviteten i lårmuskulaturen. Med hjälp av elektroder som är inbyggda i shortsens kan man registrera musklernas elektriska spänningsförändringar från ytan av huden t.ex. vid dagliga funktioner. Datat registreras i ett fickminne som fästs i shortsens och därifrån flyttas informationen till en dator. Mätning av musklernas elektriska spänningsförändringar är smärtfri och det ingår ingen särskild risk av att använda shortsens. Irritation av ytelektroden är sällsynta.

#### **Val av deltagare**

Till denna kartläggning kallas hemmaboende, självförsörjande 65 år eller äldre män och kvinnor, som klarar av att gå självständigt utan hjälpmedel.

## **Förfrågning av Er villighet och möjlighet att delta i denna undersökning**

Vi gör en förfrågan om er villighet och era möjligheter att delta i denna frivilliga kartläggning. Om ni är villig att delta, önskar vi att ni undertecknar den bifogade blanketten. Ni har all rätt att inte delta, att annullera ert deltagande vilken tidpunkt som helst, utan att tillvägagångssättet skulle inverka på er behandling i framtiden.



### **Tidsschema**

Testerna utförs februari-mars 2017, vid Arcada i block D2, enligt ett individuellt tidsschema som görs upp med undertecknad. Till kartläggningen med sensorshortsen hör fyra testhelheter som är jämförbara med vardagsaktiviteter. De fyra testerna är ett gångtest på 10 meter, ett huktest (uppresning från stol fem gånger), ett balanstest innefattande tre olika svårighetsgrader samt TUG testet som beskrivs i inledningen. Rörelserna instrueras muntligt och instruktionerna kan upprepas vid behov. Teströrelserna föranleder inget obehag eller någon harm eller uttalad risk. Ifall något avvikande i resultaten skulle förekomma, diskuteras resultatet med undersökningens ansvarspersoner. Vi önskar att Ni till testtillfället klär Er i lämpliga kläder och skor för att utföra ovannämnda tester. Ett uppföljningstest, med samma uppbyggnad ordnas våren 2018 för dem som deltagit.

### **Hantering av materialet**

Alla uppgifter angående undersökningen samlas och lagras i Arcadas interna register som är skyddade med användarnamn och lösenord. Alla uppgifter om er, som samlas in i samband med undersökningen, behandlas konfidentiellt. De uppgifter som samlas in för undersökningen kodas på ett sådant sätt att man inte senare kan identifiera personerna utan en dechiffreringskod. Denna kod bevaras oöppnad i Arcadas låsta arkiv. Resultaten kommer inte i något skede av undersökningen att granskas eller presenteras på personlig nivå, utan all data behandlas som statistiska helheter.



Om ni har frågor vänligen kontakta i förstahand Joachim Ring, tel. 040 512 7490.

Välkomna med i Arcadas undersökning!

Joachim Ring lektor i fysioterapi (HYH) 040 512 7490  
joachim.ring@arcada.fi

Jyrki Kettunen Seniorforskare Dosent, HvD 0207 699 508  
Jyrki.kettunen@arcada.fi

Thomas Hellsten  
lektor i fysioterapi(HYH) 040 7733154  
thomas.hellsten@arcada.fi

## BILAGA2

Förklarande faktorer bakom funktionsförmågetestet Timed Up & Go (TUG) för 65 år fyllda personer

---

### SAMTYCKE

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

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

Underskrift : \_\_\_\_\_

Födelsedatum: \_\_\_\_\_

Förtydligande av namnet: \_\_\_\_\_

Datum : \_\_\_\_\_

Det bekräftade samtycket har emottagits av: \_\_\_\_\_

Förtydligande av namnet: \_\_\_\_\_

## **BILAGA 3**

### **TESTPROTOKOLL**

#### **Allmänna råd**

*” Nu har du på dig sensorshortsen. Titta att de sitter bekvämt. Eletroderna som är insydda i byxorna mäter lårets muskelaktivitet (EMG) . Från den lilla sändaren som är fastspänd vid bålen flyttas datan trådlöst till datona var den sparas för vidare analys. Du har fått information gällande denna undersökning och du deltar av egen vilja. Du är medveten om att du kan avbryta testet när som helst utan att du behöver motivera ditt val. Dessa mätningar utförs likadant åt alla. Genom att läsa upp detta testprotokoll försäkras jag att alla deltagare får samma information gällande testtillfället. Jag läser upp vad du skall göra. Ifall du inte förstår något så frågar du mig genast. Är allting klart?”*

#### **Mätning och vägning**

Mät testpersonernas längd och vikt. Mät lårets omkrets ( 10 cm ovanför patellans övre kant) samt benlängden ( från acetabulum-laterala melleolen). Uträkna ett BMI-index på basen av mätresultaten. Tillfråga personens fysiska aktivitetsnivå.

#### **Gångtest**

Utrustning: måttband, koner, fotoceller, dator

Gångtestet utförs av en 18-meters stäcka med en 4 meters accelerations-och decelerationssträcka i båda ändorna. Själva sträckan som mäts i undersökningen är 10 meter. Sträckan som testpersonerna går markeras med koner. Testpersonerna ombeds att gå sträckan två gånger. Första gången går personerna sträckan i en självvald gånghastighet. Den andra gången bes testpersonerna gå samma sträcka åt andra hållet så att de går sträckan så snabbt som möjligt.

## **Instruktioner för utförande av gångtestet:**

**Test 1:** ”Stå mellan de röda konerna. Framför dig ser du blåa koner. Vid mitt kommando ”tre, två, ett, nu” skall du i egen takt gå fram till de blåa konerna. Då du gått fram till de blåa konerna skall du stanna och vända om. Därefter skall du vänta på vidare instruktioner”. Är allting klart? Bra. Då sätter vi igång testet. Vänta på mitt kommando. ”Tre, två, ett, **nu**”(testet kör igång)

**Test 2:** ” Ställ dig så att du står mellan de blåa konerna. Du skall gå tillbaka fram till de röda konerna. Då du är framme vid konerna skall du stanna och vänta på vidare instruktioner. Gå nu så snabbt som möjligt.. Du får inte springa. Ifall du missar balansen eller tar ett snedsteg så avbryter jag tester och stannar klockan. Sedan börjar vi testet på nytt. Är allting klart? Vid kommandot tre, två, ett nu börjar du gå. Är allting klart? Bra. Då räknar jag. ”Tre, två, ett, **nu**” (testet kör igång)