

Muskelaktivitetsanalys med hjälp av Smartshorts vid gång i tre olika plan för personer i arbetsför ålder

Jannike Wesander & Janica Vaskelainen

Examensarbete

Fysioterapi

2019

EXAMENSARBETE	
Arcada	
Utbildningsprogram:	Fysioterapi
Identifikationsnummer:	6975, 6974
Författare:	Janica Vaskelainen, Jannike Wesander
Arbetets namn:	Muskelaktivitetsanalys med hjälp av Smartshorts vid gång i tre olika plan för personer i arbetsför ålder
Handledare (Arcada):	Joachim Ring,
Uppdragsgivare:	Arcada
<p>Undersökning och analys av den nedre extremitetens muskelaktivitet (MA) med hjälp av textil-EMG är ett effektivt verktyg med tanke på diagnostisering och planering av rehabilitering. Textil-EMG är ett undersökningsverktyg som kan ge betydelsefull information om olika hälsorelaterade tillstånd. Under de två senaste årtiondena har gånganalysering med hjälp av textilelektroder fått allt mer uppmärksamhet och det har skett stora framsteg inom området. Målet med detta examensarbete är att undersöka muskelaktiviteten i fram- och baklårsmuskulatur vid gång på plant respektive uppåtsluttande och nedåtsluttande underlag med hjälp av EMG. Denna undersökning är en del av projektet Smartshorts som pågår i Yrkeshögskolan Arcada. Examensarbetet består av två forskningsfrågor: 1) Hur påverkar sluttningen den totala muskelaktiviteten i bak- och framlårsmuskulaturen på plant, uppåtsluttande och nedåtsluttande underlag och 2) Hur ser muskelmönstret ut för quadriceps- och hamstringsmuskulaturen i uppför- respektive nedförsbacke. Metoden som vi har valt att använda i denna studie är kvantitativ. Kvantitativ metod valdes, eftersom studien undersöker flera faktorer och analyseras i siffror. Examensarbetets bakgrundskapitel stöds av relevanta källor om nedre extremitetens anatomi, muskelaktivitet, gångcykeln, Myontec smartshorts, elektromyografi och hur EMG kan användas inom fysioterapi. I undersökningen deltog 24 friska personer (12 kvinnor och 12 män) i arbetsför ålder. Testet utfördes i Yrkeshögskolan Arcadas testlabb på löpmatta. Testet utfördes på tre olika plan med gånghastigheten 4,5 km/h. Undersökningens resultat visar att den totala muskelaktiviteten är som högst vid gång uppför. Resultaten visar även att i gång uppför arbetar hamstrings i medeltal 53,64% medan quadriceps arbetar i medeltal 46,36%. I gång nedför arbetar quadriceps i medeltal 57,07% och hamstrings arbetar i medeltal 42,93%. Resultaten visar hög reliabilitet. Trots goda resultat är det väsentligt att komma ihåg att resultaten som vår undersökning ger är riktgivande. För att stöda hög reliabilitet skulle vi ha önskat flera testdeltagare. Genom att noggrannare testa Smartshortsens funktion och analysera den information testen ger kan man förhoppningsvis i framtiden ha större användning av denna form av informationskälla inom pre- och rehabilitering.</p>	
Nyckelord:	Muskelaktivitet, gångcykel, plan, EMG, Smartshorts
Sidantal:	42

Språk:	Svenska
Datum för godkännande:	29.10.2019

DEGREE THESIS	
Arcada	
Degree Programme:	Physiotherapy
Identification number:	6975, 6974
Author:	Janica Vaskelainen, Jannike Wesander
Title:	Muscle activity analysis using Smartshorts at three different levels for people of working age
Supervisor (Arcada):	Joachim Ring
Commissioned by:	Arcada
<p>Abstract: Examining and analyzing the functionality of the lower limb muscles with a textile based EMG is an efficient tool in creating a rehabilitation plan. Textile based EMG is a research tool, that can provide essential information on health related conditions. Analyzing the walk cycle with textile electrodes has become more common over the past two decades and it has shown significant progress. The purpose of this thesis is to study the activation of the anterior and posterior muscles while walking uphill, downhill and on a flat surface by using EMG. The research is a part of Arcada University of Applied Sciences' "Smartshorts" project. The thesis consists of two research questions. Firstly, how does the angle of the slope influence the activation of the anterior and posterior muscles while walking uphill, downhill and on a flat surface? Secondly, does walking uphill or downhill present any anomalies in the activation of the quadriceps and hamstring muscles? This thesis uses the quantitative research method and it was chosen, because the study researches a large group of subjects and it includes numerical analysis. The background of the thesis addresses the anatomy of the lower limbs, activation of muscles, walk cycle, Myontec-Smartshorts and electromyography. Moreover, it addresses how EMG can be applied in physiotherapy. The study included 24 healthy subjects of whom 12 were men and 12 were women. Furthermore, the research subjects were all of working age. The research was carried out on a treadmill in the Arcada University's facilities. The test was performed at a walking speed of 4.5 km/h and each subject walked on the treadmill with three different slopes. The findings of the research shows that the activation of the thigh muscle is largest walking on an uphill slope. Moreover, on an uphill slope the hamstring muscle works at 53,64% on average, whereas the quadriceps muscle works at only 46,36%. The quadriceps muscles are more activated when walking on a downhill slope as it works at 57,07% on average, while the hamstring muscles average only 42,93%. The findings show high reliability. Regardless, of good results it is imperative to keep in mind that due to a small sample size the findings are merely directional. We had hoped for more research subjects to make our findings more reliable. In addition, we hope that the reliability of Smartshorts would be researched more in the future. Therefore, this type of sources could be utilized in rehabilitation.</p>	
Keywords:	Muscle activity, gait cycle, levels, EMG, smartshorts
Number of pages:	41
Language:	Swedish
Date of acceptance:	29.10.2019

OPINNÄYTE	
Arcada	
Koulutusohjelma:	Fysioterapia
Tunnistenumero:	6975,6974
Tekijä:	Janica Vaskelainen, Jannike Wesander
Työn nimi:	
Työn ohjaaja (Arcada):	Joachim Ring
Toimeksiantaja:	Arcada
<p>Alaraajojen lihasten toiminnan tutkiminen ja analysointi tekstiili-EMG: n avulla on tehokas väline kuntoutuksen suunnitteluun. Tekstiili-EMG on tutkimusväline, joka voi tarjota tärkeää tietoa erilaisista terveyteen liittyvistä tiloista. Kahden viime vuosikymmenen aikana kävely syklin analysointiin tekstiielektrodien avulla on kiinnitetty yhä enemmän huomiota ja tässä on edistytty huomattavasti. Opinnäytetyön tarkoituksena on tutkia EMG:n avulla etu- ja takareisilihasten aktivointia kävelyssä tasaisella alustalla, ylämäessä ja alamäessä. Tutkimus on osa ammattikorkeakoulu Arcadan Smartshorts projektia. Opinnäyte koostuu kahdesta tutkimuskysymyksestä: 1) Kuinka kaltevuus vaikuttaa etu- ja takareiden lihasten aktivointiin tasaisella alustalla sekä ylä- että alamäessä ja 2) Miten quadriceps ja hamstring lihakset aktivoituvat ylämäessä verrattuna alamäessä kävelyyn. Menetelmä, jonka valitsimme käyttää tässä tutkimuksessa, on kvantitatiivinen. Kvantitatiivinen menetelmä valittiin koska tutkimuksessa tutkitaan useita henkilöitä ja tulokset analysoidaan numeroin. Opinnäytetyön taustatiedoissa käsitellään alaraajojen anatomiaa, lihasten aktivointia, kävely sykliä, Myontec-Smartshortseja, elektromyografiaa ja sitä, miten EMG: tä voidaan soveltaa fysioterapiassa. Tutkimukseen osallistui 24 työikäistä tervettä henkilöä (12 naista ja 12 miestä). Testit suoritettiin juoksumatolla korkeakoulu Arcadan tiloissa. Testi suoritettiin 4,5 km/h kävelynopeudella. Osallistujat kävelivät kävelymatolla kolmessa eri tasossa. Tutkimuksen tulokset osoittavat, että reisien lihasaktiivointi on suurin ylämäessä. Tulokset osoittavat myös, että ylämäessä hamstringlihas työskentelee keskimäärin 53,64%, kun taas quadricepslihas toimii keskimäärin 46,36%. Alamäessä quadricepslihas työskentelee keskimäärin 57,07% ja takareisi keskimäärin 42,93%. Tulokset osoittavat suurta luotettavuutta. Hyvistä tuloksista huolimatta on tärkeää muistaa, että tutkimuksemme tulokset ovat suuntaa-antavia. Olisimme toivoneet enemmän osallistujia, jotta tulokset olisivat luotettavampia. Toivomme, että Smartshortsien luotettavuutta tutkittaisiin tulevaisuudessa lisää, jotta tämän kaltaista tietolähdettä voitaisiin tulevaisuudessa käyttää kuntoutuksessa.</p>	
Avainsanat:	Lihaskäyttö, taso, EMG, Smartshorts
Sivumäärä:	41

Kieli:	Ruotsi
Hyväksymispäivämäärä:	29.10.2019

INNEHÅLL

1	Inledning.....	10
2	Bakgrund.....	11
2.1	Fram- och baklåret anatomi.....	11
2.2	Muskelaktivitet	12
2.3	Agonist- antagonist förhållande.....	13
2.4	Elektromyografi.....	13
2.4.1	<i>EMG-mätning</i>	14
2.4.2	<i>EMG och fysioterapi</i>	15
2.4.3	<i>Myontec smartshorts</i>	15
2.4.4	<i>Tidigare forskning med textil elektromyografi</i>	16
2.5	Gångcykeln.....	17
2.5.1	<i>Stödfasen</i>	18
2.5.2	<i>Pendlingsfasen</i>	20
2.5.3	<i>Gånghastighet</i>	20
2.5.4	<i>Gång i olika plan</i>	21
3	Syfte och frågeställning	22
4	Metod.....	23
4.1	Testdeltagare.....	23
4.2	Datainsamlingsmetod	24
4.3	Data-analys	24
5	Etik.....	25
6	Resultat	26
7	Diskussion	29
8	Konklusion	32
	Källor	33

BILAGA 1. Testprotokoll

BILAGA 2. Följebrev

BILAGA 3. Informerat samtycke

BILAGA 4. Förhandsenkät

Figurer

Figur 1. Bild på fram-och baklårsmuskulaturen.....	12
Figur 2. Myontec smartshorts (Myontec 2018)	16
Figur 3. Gångcykeln.....	20

Tabeller

Tabell 1. Testdeltagarnas bakgrundsinformation.....	27
Tabell 2. Resultat till fråga 1.....	27
Tabell 3. Korrelationen mellan de olika planen.....	28
Tabell 4. Resultat till fråga 2.....	28
Tabell 5. Korrelation för quadriceps muskelaktivitet i de olika planen.....	29

FÖRORD

Vi vill börja med att tacka vår handledare Joachim Ring som hjälpt oss under hela examensarbetets process. Vi vill även rikta ett stort tack till alla testdeltagare för att de ställde upp för vårt arbete.

Till slut vill vi tacka alla övriga som på ett eller annat sätt hjälpt och stöttat oss under arbetets gång.

1 INLEDNING

Gången utgör en stor del av vår vardag och är därmed väsentlig att undersökas och analyseras i avsikt att minimera möjliga risker som kan kopplas ihop med en bristfällig gång. I och med att en frisk individ tar mellan 5000–15000 steg under dagens lopp, talar vi om en anmärkningsvärd ensidig och upprepande belastning på vår stöd- och rörelseapparat. (Kauranen 2018 s.329) Gången är människans primära sätt att förflytta sig från en plats till en annan. Denna form av förflyttning handlar om en komplex och obruten rörelse som förverkligas genom samverkan av flera olika faktorer, som till exempel koordination och muskelstyrka. (Kauranen 2018 s.341)

Tack vare allt mer utvecklade mätmetoder och analystekniker har det skett en stadig förbättring gällande analys av gångcykeln. Huvudsyftet med dessa förbättringar är att få svar på hur man bäst kan tillämpa denna data till förmån för olika klienter i praktiken. (Levine et al. 2012 s. 31)

Gång på varierande plan och på olika ytor är något som hör till vardagen. Olika lutningar belastar våra muskler och leder mera än gång på normal plan (Alexander & Schamder 2016). Trots att människan utför relativt få gångtyper, till exempel gå och springa, utförs dessa på varierande underlag. Förutom underlaget och lutningsgraden, påverkar även hastigheten själva muskelaktiviteten. (Wall-Sheffler et al. 2010)

Under de två senaste årtionden har gånganalysen, med hjälp av textilelektroder, fått allt mer uppmärksamhet och det har dessutom skett stora framsteg inom området. Denna typ av klinisk analys används inom rehabilitering t.ex. för att kunna kontrollera läkningsprocessen efter en operation. Eftersom sensorteknik och olika analysmetoder ständigt utvecklas, förväntas denna form av informationskälla spela en allt viktigare roll i framtiden med tanke på olika kliniska tillämpningar. (Tao et al. 2012)

Gånganalys med hjälp av textilelektroder är ett ekonomiskt, bekvämt och effektivt sätt att få fram betydelsefull och väsentlig information om olika hälsorelaterade tillstånd. Denna form av undersökningsverktyg ger stora möjligheter med tanke på diagnostise-

ring och rehabilitering. Med hjälp av dessa elektroder har man möjlighet att kvantitativt utvärdera muskelaktiviteten i nedre extremiteterna och dessutom identifiera gångcykelns olika faser. (Tao et al. 2012)

Projektet vi har valt att forska kring är ett relevant ämne för både friska, aktiva personer och för personer som genomgår rehabilitering. Examensarbetet är en del av projektet Smartshorts som pågår i Yrkeshögskolan Arcada. I och med att hälsoteknologin ständigt utvecklas, är det viktigt att undersöka och forska kring ämnen som stöder denna utveckling. Genom att noggrannare testa Smartshortsens funktion och analysera den information testen ger, kan man förhoppningsvis i framtiden ha större användning av denna form av informationskälla inom pre- och rehabilitering.

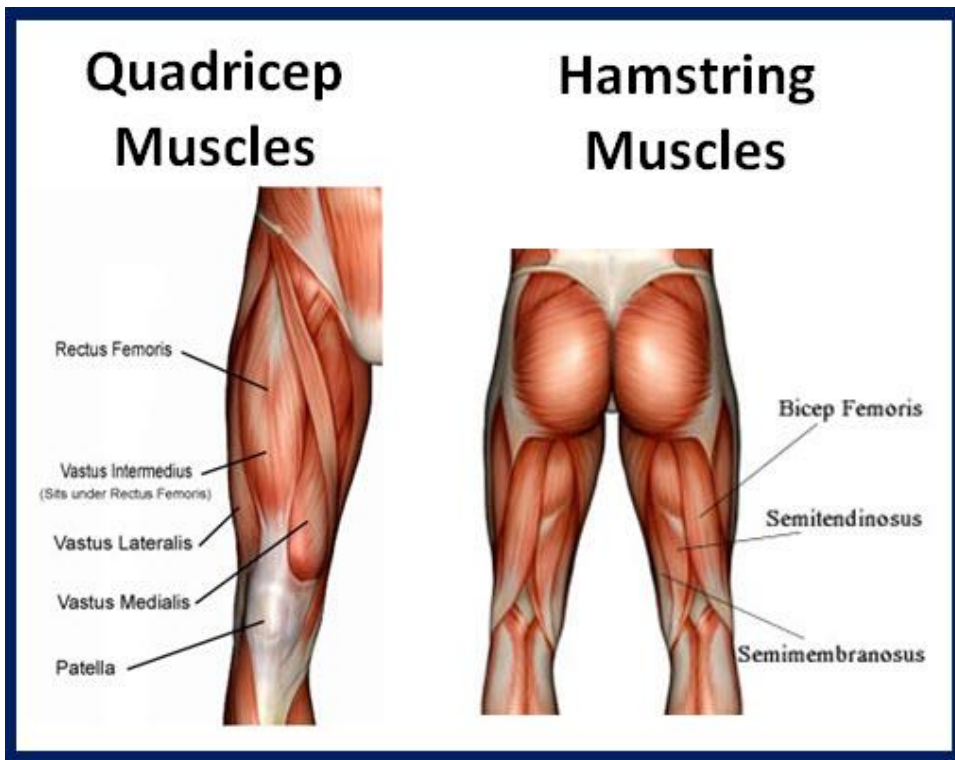
2 BAKGRUND

Bakgrundskapitlet tar upp relevanta teorier som stöder vår undersökning. I kapitlet kommer vi närmare att förklara och beskriva nedre extremitetens anatomi, muskelaktivitet, gångcykeln, Myontec Smartshorts, elektromyografi och hur EMG kan användas inom fysioterapi. Läsaren får på detta sätt en uppfattning om hur nedre extremiteten aktiveras vid gång och hur EMG kan tillämpas i praktiken.

2.1 Fram- och baklårets anatomi

I detta arbete använder vi oss av Myontecs smartshorts som mäter muskelaktiviteten i fram- och baklårsmuskulatur. Detta stycke presenterar kort fram- och baklårsmuskulaturen och även funktionen av dessa muskler.

Quadriceps femoris, lårets fyrhövdade muskel, består av fyra olika muskler; rectus femoris, vastus lateralis, vastus medialis och vastus intermedius. Quadriceps femoris är belägen på framsidan av knäleden och har i första hand som funktion att sträcka knäleden. Rectus femoris är den enda av dessa fyra muskler som även korsar höftleden, och kan därmed utföra flexion i höftleden och medverka i en liten abduktion. Rectus femoris är den ytligaste muskeln av quadriceps gruppen. (Behnke 2015 s. 232, 249)



Figur 1 Bild på fram- och baklårsmuskulaturen.

Tillgänglig: <http://ncrunnerdude.blogspot.com/2009/10/dont-run-due-to-knee-pain.html>

Bakrelårsmuskeln, även kallad hamstrings, består av tre olika muskler; biceps femoris, semitendinosus och semimembranosus. Muskelgruppens huvudfunktion är att sträcka höftleden och böja knäleden. I vissa lägen verkar musklerna dessutom i rotation av skenbenet och underbenet. (Behnke 2015 s. 233, 251)

2.2 Muskelaktivitet

Den viktigaste komponenten bland människans organ som kan åstadkomma olika former av rörelse är skelettmuskulatur. Muskelvävnaden skiljer sig åt från annan vävnad genom följande fyra egenskaper: möjlighet till kontraktion, retbarhet (elektriska impulser som inleder muskelkontraktion), uttänjning och elasticitet. Skelettet kräver att muskler fästs här för att kunna skapa olika former av rörelse. Muskelvävnaden utgör cirka 40% av människans totala kroppsvikt. Den tvärstrimmiga skelettmuskulaturen är viljestyrd och

styrts av det somatiska nervsystemet, vilket betyder att vi själva kan påverka rörelsen och musklerna som skall aktiveras. Muskeln är uppbyggd av en ursprungssena, en muskelbuk och av en fästessena. Muskelbuken, själva muskelhuvudet, innehåller en stor mängd muskelceller och är delen som kontraheras under ett muskelarbete. Ursprungssenan (origo) är fäst på det mindre rörliga benet medan fästessenan (insertio) är fäst på benet som skapar mer rörelse. Varje muskel korsar åtminstone en rörlig led. Under sammandragning skapar muskeln rörelse i ett av benen varav det andra benet oftast förblir fixerat. (Marieb 2017 s. 129, 278-282)

I avsikt att kunna förstå gångcykeln, är det väsentligt att veta vilka muskler som aktiveras under cykelns olika faser. Musklernas roll och aktivering studerades av Scherb på 1940-talet genom palpering under gång på löpmatta, varefter EMG har tagits i bruk. (Levine 2012 s. 30)

2.3 Agonist- antagonist förhållande

En muskel som har det största ansvaret över skapande av en viss rörelse kallas för agonist. Dock finns det ibland två muskler som starkt utför en specifik rörelse, i detta fall fungerar båda musklerna som agonister. Muskler som skapar en motsatt rörelse till huvudmuskeln kallas för antagonist. Då agonistmuskeln är aktiv, är antagonistmuskeln uttöjd eller till och med avslappnad. Under en rörelse brukar det trots allt vanligtvis ske en liten kontraktion i antagonistmuskeln. Antagonistmusklerna kan även fungera som agonistmuskler i en annan rörelse och tvärtom. Det är viktigt att agonist- antagonistparet används, tränas och utvecklas jämnt. Ifall muskelparet är i obalans, kan det leda till att den mer utvecklade muskeln konstant orsakar mer spänning på leden, vilket i sin tur kan resultera i minskat rörelseomfång och orsaka stela rörelser. (Marieb et al. 2017 s. 304)

2.4 Elektromyografi

Elektromyografi (EMG) är den elektriska signalen som förekommer vid kontraktion av en muskel. Elektromyografi förklarar dessutom den metod som används för att samla in den data som fås från de elektriska signalerna som uppkommer vid muskelkontraktion.

EMG visar ifall muskeln är i vila eller aktiv. (Everett & Kell 2010 s.238-239) Med EMG-mätning vill man vanligtvis få svar på frågan ifall muskeln är aktiv då den borde vara det eller om muskeln är aktiv då den inte borde vara det. Med hjälp av denna mätmetod får man även information om muskeln aktiveras normalt eller ifall det finns brytningar i muskelaktiveringen. Förutom detta finns det möjlighet att få information om möjliga symmetribrister och muskelobalanser mellan vänster och höger sida. (Kauranen & Nurkka 2010 s. 307)

2.4.1 EMG-mätning

Vid EMG-mätning används elektroder för att registrera muskelaktiviteten. Olika användbara elektroder är yt-elektroder, nål- och trådelektroder som sätts under huden och elektroder insydda i textilier. (Kauranen & Nurkka 2010 s.307–310) I de flesta undersökningar används yt-elektroder på grund av deras lättanvändbarhet. Nackdelen med yt-elektroden är att man endast kan mäta muskelaktiviteten på de ytliga musklerna. Det finns olika typer av yt-elektroder men vanligtvis är dessa gjorda av silver eller silverklorid. (Everett & Kell 2010 s. 238–239)

Textilelektroder räknas till yt-elektroder trots att dessa är insydda i textil. Med textil-EMG kan man mäta stora muskler och hela muskelgrupper. Problemet med textil elektroden är att det inte går att mäta små muskler på grund av brist på tillräckligt detaljerad information. Innan mätningen börjar skall elektroden noggrant fuktas i avsikt att få allt mer reliabel information. (Kauranen & Nurkka 2010 s.310) Textil-EMG är ett praktiskt alternativ med tanke på att mätningen inte kräver ett laboratorium. Med textil-EMG kan man samla in data i real tid t.ex. under en idrottsprestation. Detta gör textil-EMG till en mångsidig mätningsmetod där det finns möjlighet till att testa muskelaktiviteten i olika förhållanden. (Colyer & McGuigan 2017) Gång analys under olika idrottsprestationer med hjälp av textil-EMG har en stor betydelse med tanke på förebyggande av skador. (Tao et al. 2012)

2.4.2 EMG och fysioterapi

Gång analys med hjälp av textil-EMG är ett effektivt kliniskt verktyg för planering av rehabilitering, resultatbedömning och longitudinella studier om framsteg. (Tao et al. 2012) Inom fysioterapi har man utnyttjat EMG-mätning för att mäta muskelaktiviteten i postoperativa situationer. EMG-mätning används dessutom för att hjälpa klienten att lära sig att slappna av och aktivera musklerna. Man kan även använda EMG för att kontinuerligt följa med hur muskelstyrkan förbättras och hur effektivt rehabiliteringen framskridit. (Kauranen & Nurkka 2010 s.307)

Inom neurologisk fysioterapi kan textil-EMG vara till stor nytta eftersom man med hjälp av dessa elektroder kan evaluera neurologiska klienters gångförmåga. Att kunna analysera gången hos personer med Parkinsons eller personer som lidit av en stroke är oerhört viktigt med tanke på rehabilitering. (Tao et al. 2012)

Textil-EMG ger möjlighet till nya perspektiv om knäets postoperativa rehabilitering och bättre information om den sena rehabiliteringsfasen. Denna mätmetod ger också möjlighet att evaluera obalanser och fatigue i fram- och baklårsmuskulatur. (Myontec A)

2.4.3 Myontec smartshorts

Med Myontecs smartshorts kan man utvärdera och analysera muskelsymmetrin och möjliga muskelobalanser med hjälp av EMG. Tanken med dessa shorts är att utan rörelsebegränsningar kunna få väsentlig och verklig information om nedre extremitetens rörelsemönster. Förutom rörelsemönster ger Smartshortsen information om testarens styrkor och svagheter i benmuskulatur, i avsikt att kunna förbättra och korrigera åtgärder och därmed kunna undvika eventuella skador. Smartshortsen kan samtidigt användas för att ge information om testarens träningsutveckling. (Myontec B)

I avsikt att kunna analysera muskelaktiviteten och möjliga obalanser, skapades ett trafikljust system som ger följande information. Den gröna färgen uppstår då asymmetrin mellan höger och vänster benmuskulatur är >9 % (45,5–54,5%), vilket tyder på en väl-

balanserad muskulatur. Gul färg beskriver en asymmetri mellan 9–18% (41–59%) och den röda färgen beskriver en asymmetri större än 18% (utanför 41–59%). (Myontec B)



Figur 2. Smartshorts (Myontec Oy 2018)

2.4.4 Tidigare forskning med textil elektromyografi

Tao et al (2012) har i artikeln “Gait Analysis Using wearable Sensors” skrivit om hur man kan utnyttja textil-EMG vid analysering av gångcykeln. I artikeln har skribenterna tagit fram hur man kan utnyttja textil-EMG inom rehabilitering och idrott. Skribenterna nämner att tack vare teknologitvecklingen kommer gång analys hjälp av textil-EMG spela allt större roll i framtiden.

Colyer & McGuigan (2018) har i artikeln “Textile Electrodes Embedded In Clothing: A Practical Alternative To Traditional Surface Electromyography when Assessing Muscle Excitation during Functional Movements” undersökt validiteten och reliabiliteten av textil elektromyografi. I forskningen testades textil-elektromyografi i olika dynamiska övningar. I undersökningen gjordes alla övningar två gånger, en gång med textil-elektromyografi och en gång med yt-elektromyografi. Undersökningen gav jämförbara resultat för textil-EMG och yt-elektromyografi vid mätning av dynamiska övningar.

Skribenterna nämner även att textil-elektromyografi kan vara ett praktiskt alternativ istället för mätningar som utförs i ett laboratorium.

Bengs et al (2017) har undersökt Smartshortsens reliabilitet i artikeln “Reliability of Measuring Lower-Limb Muscle EMG Activity Ratio in Activities of Daily Living with Electrodes Embedded in the Clothing”. I undersökningen jämfördes höger och vänster bens muskelaktivitet i trappgång och knäböj med hjälp av EMG. Undersökningen gav reliabel information om muskelaktiviteten i vardagliga aktiviteter.

Utöver dessa forskningar har det även gjorts flera examensarbeten med Smartshorts på Arcada. För att kunna tillämpa denna form av informationskälla i framtiden inom pre- och rehabilitering, hoppas vi på att forskning och analysering kring dessa shorts fortsätter.

2.5 Gångcykeln

Gången är människans grundläggande form att förflytta sig med en relativt stadig hastighet från ett ställe till ett annat. (Kauranen 2018 s. 329). Gången handlar om en komplex och obruten rörelse som kräver koordination av flertal muskler. Förutom koordination kräver gången muskelstyrka från nedre extremiteterna, förmåga att producera olika rytmiska rörelser, statisk och dynamisk balans, tillräcklig rörelseomfång i nedre extremiteternas leder, muskelstyrka i avsikt att kunna förflytta kroppen i önskad riktning och förmåga att kunna modifiera gången enligt de krav som miljön ställer. (Kauranen 2018 s.341) Utöver ovannämnda faktorer, förverkligas gången genom ett samordnat mönster av nervsignaler som skickas till musklerna, som i sin tur skapar rörelse i lederna, benen och resterande delar av kroppen. (Levine et al. 2012 s.19) För de flesta är gången en automatisk rörelse, men för barn eller äldre kan gången vara mer komplicerad. I gången kommer den största rörelsen från nedre extremiteterna, dock är hela kroppen involverad i rörelsen. (Everett & Kell 2010 s. 176)

För att kunna förstå vad onormal gång innebär är det nödvändigt att först förstå hur en normal gång ser ut, eftersom detta utgör standarden mot vilken klientens gång kan be-

dömas. Analysering av gångcykeln har visat en stadig utveckling från tidiga beskrivande studier, genom alltmer sofistikerade mätmetoder, matematisk analys och olika matematiska modeller. År 1836 presenterade Weber bröderna från Tyskland den första tydliga beskrivningen av gångcykeln. (Levine et al. 2012 s.29-30)

Beroende på aktivitetsgraden tar en frisk individ mellan 5000–15000 steg per dag, vilket betyder cirka 200–500 km i året. Rygggraden bär det huvudsakliga ansvaret över integreringen av de olika rytmiska rörelserna och skapande av muskelsynergier under gången. Gången grundar sig på ett agonist-antagonist förhållande och på en ömsesidig innervation mellan motsatta extremiteter. (Kauranen 2018 s. 330)

I avsikt att kunna analysera gången så grundligt som möjligt kan man dela in gångcykeln i olika faser. En systematiserad observation av gången och dess faser kan ge väsentlig information och därmed utnyttjas vid diagnostisering. I dagens läge analyseras gångcykeln oftast med hjälp av kraftplattor och EMG, för att mäta markreaktionskraft och muskelaktivitet. (Magee 2014 s.981) Tack vare utvecklingen av den trådlösa tekniken har EMG blivit en mycket pålitligt och reliabel mätmetod vid analysering av gången. (Tao et al. 2012)

Gången handlar om en förflyttningsmetod där en fot ständigt är i kontakt med markytan. Gångcykeln inkluderar två olika faser per ben, en stödfas och en pendlingsfas. Stödfasen utgör 60–65% av gångcykeln och pendlingsfasen 35–40%. Gångcykel beskriver tidsintervallet och sekvensen av rörelser som sker under fasen och tar således steglängden, stegbredden och gånghastigheten i beaktande. Gångcykeln beskriver därmed vad som händer i det ena benet. (Magee 2014 s.981)

2.5.1 Stödfasen

Stödfasen är den del av gångcykeln där foten är i kontakt med underlaget. Tidsperioden där båda fötterna är i kontakt med golvet kallas dubbelstödfas. Stödfasen är den mest komplexa och troligtvis den viktigaste delen av gångcykeln. Under stödfasen måste

stödfoten både hålla balansen samt kompensera på ojämn mark. (Everett & Kell 2010 s. 176)

Den första delen av stödfasen kallas för inledande kontakt eller hälisättning. Hälisättning kommer ifrån att i normal gång tar den ledande foten kontakt med hälen i golvet. (Levine et al. 2012 s. 40) Under denna fas är båda fötterna i kontakt med golvet och kroppens tyngdpunkt är lägst, vilket innebär att gången är som stabilast (Everett & Kell 2010 s. 177). I denna del av gången krävs det en kontraktion av quadriceps muskulaturen. I långsam gång krävs det excentriskt arbete av hamstringsmuskulaturen i slutet av pendlingsfasen för att undvika över extension i knäet. Denna muskelkontraktion fortsätter då foten överförs till stödfasen och hälisättningen. (Levine et al. 2012 s. 40)

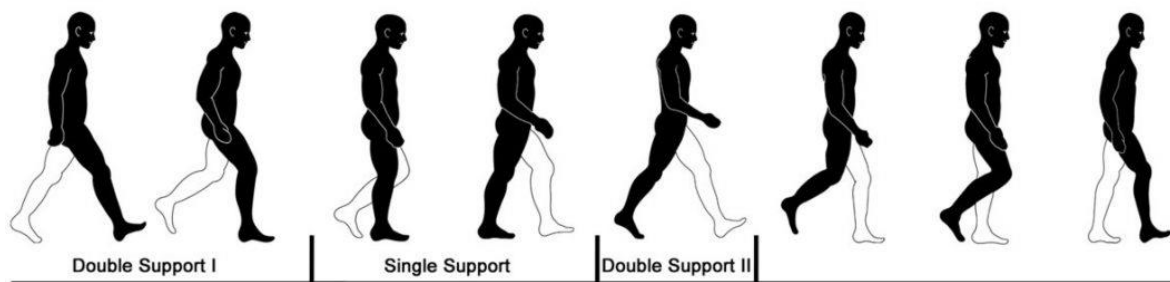
Efter denna fas kommer "foot flat" fasen. Under denna fas måste stödfoten snabbt övergå från hälisättning till att hela foten är i full kontakt med golvet. Då hela foten är i kontakt med golvet blir stödytan större vilket behövs för att foten skall kunna ta över hela kroppsvikten. (Everett & Kell 2010 s. 176-178) I denna fas övergår knäet till en mer flekterad position, hur mycket knäet böjs beror på gånghastigheten. (Levine et al. 2012 s. 42) Det är viktigt att denna fas fungerar felfritt eftersom stödfoten bör klara av att bära hela kroppsvikten. (Everett & Kell 2010 s. 176–178)

Efter detta kommer mittstödfasen där kroppen lutar över stödfoten och det andra benet är i pendlingsfasen. I mittstödfasen är kroppens tyngdpunkt högst vilket innebär att gången är som instabilast i denna fas. Gången är instabil på grund av den höga tyngdpunkten och den lilla stödytan. (Everett & Kell 2010 s. 176–178) I denna fas börjar knäet övergå från flexion till extension, främst med hjälp av koncentriskt muskelarbete av quadriceps muskulaturen (Levine et al. 2012 s. 43)

Efter mittstödfasen kommer slutstödfasen som är den sista delen av stödfasen. I denna fas lyfts stödfotens häl från underlaget varefter det sker en tåknuff. Kontakten mellan foten och underlaget försvinner och foten övergår till pendlingsfasen. (Everett & Kell 2010 s. 176–178)

2.5.2 Pendlingsfasen

Pendlingsfasen är den del av gångcykeln då foten ifråga inte är i kontakt med marken. Pendlingsfasen kan delas in i tre olika delar. Accelerationsfasen är den första delen av pendlingsfasen. I accelerationsfasen är det höftflexorerna samt plantarflexorerna som förflyttar foten framåt. I början av pendlingsfasen kan det krävas excentriskt muskelarbete av rectus femoris, speciellt i snabb gång. (Levine et al. 2012 s. 44-47) I mittpendelfasen passerar foten i fråga stödfoten. I denna del av pendlingsfasen är knäet böjt och börjar återgå till utsträckning. Vid snabb gång avviker rörelsemönstret och knäet böjs inte lika mycket. Detta sker med hjälp av gemensam kontraktion av rectus femoris och hamstrings muskulaturen. (Levine et al. 2012 s. 47) I slutet av pendlingsfasen jobbar musklerna i nedre extremiteten excentriskt i avsikt att sakta in farten och förbereda foten för hälisättning. (Everett & Kell 2010 s.178)



Figur 3. Gångcykeln

Tillgänglig:

<https://www.protokinetics.com/2018/11/28/understanding-phases-of-the-gait-cycle/>

2.5.3 Gånghastighet

Hastigheten spelar en betydelsefull roll i gångcykeln. Då hastigheten ökar förkortas cykelns sträcka. Cykeln i jogging och löpning skiljer sig en aning från den normala gångcykeln. Cykeln i jogging motsvarar 70% av gångcykeln och i löpning motsvarar den 60% av gångcykeln. En ökning av gånghastigheten medför i viss omfattning även förändringar i muskelaktiviteten och kan till och med öka eller minska musklernas elektromyografiska aktivitet. (Magee 2014 s.981) Gånghastigheten mäts genom att di-

videra sträckan med tiden. De mest vanliga enheterna som används vid mätning av gånghastighet är m/s och km/h. (Kauranen 2018 s.332)

Gånghastigheten baserar sig på två faktorer, nämligen stegtäthet och stegparets längd. Vid analysering av gången beror de flesta parametrar mer eller mindre på gånghastigheten. Dessa parametrar kan till exempel vara pendlingsfasens tid, stegparets längd samt stödfasens tid. Förutom dessa parametrar analyseras även olika laterala faktorer för höger och vänster extremitet skilt. Detta gör det möjligt att få information om möjliga sidoskillnader som därmed kan hjälpa till med att få en uppfattning om symmetrin. Vid analys av sidoskillnader och symmetri är det vanligt att det uppkommer naturliga små skillnader. (Kauranen 2018 s.340)

Gånghastigheten varierar beroende på ålder. Hos en frisk vuxen kvinna i åldern 18–80 år varierar gånghastigheten mellan 0,9–1,7 m/s som motsvarar 3,2–6,1 km/h och hos männen 1,0–1,8 m/s som motsvarar 3,6–6,5 km/h. För kvinnor betyder detta i praktiken 95–150 steg/ min och för män 80–150 steg/min. Stegtätheten är aningen större hos kvinnorna medan stegparets längd är större hos männen. I och med att kvinnor har en större stegtäthet än män, syns detta även i den tid det tar att utföra en cykel. För kvinnor tar det cirka 0,9–1,3 s att utföra en cykel medan för män cirka 0,9–1,5s. (Kauranen 2018 s. 339–340)

2.5.4 Gång i olika plan

Miljön utomhus varierar mycket, det finns uppförsbackar, nedförsbackar och ojämn mark. Detta kräver koordination av olika muskelgrupper, vilket är väsentligt i människans rörelse. Då man går på olika plan måste även lederna anpassa sig enligt sluttningarna. Dessa mekaniska skillnader resulterar i att kraven på muskelaktiveringen förändras. (Janshen et al. 2016)

I artikeln “Comparioson of Estimated and Measures Muscle Activity During Inclined Walking” skriven av Alexander och Schwameder (2016) har skribenterna med hjälp av EMG undersökt muskelaktiviteten (MA) vid gång i olika lutningar. I undersökningen

mättes MA av musklerna biceps femoris, m. rectus femoris, m. vastus lateralis, m. tibialis anterior och m. gastrocnemius lateralis. Resultaten i undersökningen visade att muskelaktiviteten i m. rectus femoris och m. vastus lateralis ökade vid gång på sluttande plan jämfört med normal plan. Muskelaktiviteten i m. biceps femoris och m. gastrocnemius lateralis ökade vid gång uppför i jämförelse med normal plan. Både vid gång uppför och nedför visade m. rectus femoris, m. vastus lateralis och m. tibialis anterior ökad muskelaktivitet i jämförelse med gång på normal plan.

Franz & Kram (2012) har undersökt vilken effekt lutning och hastighet har på muskelaktiviteten vid gång. Resultaten i undersökningen visade att under stödfasen ökade muskelaktiviteten i höft-, knä- och vristextensorerna vid brant lutning uppåt. Vid gång nedför visade resultaten att muskelaktiviteten ökade i knä extensorerna vastus medialis och rectus femoris.

Artikeln "Lower limb joint and muscle forces during sloped walking at self-selected speed" skriven av Alexander & Schwameder (2016) behandlar hur skribenterna undersökte led- och muskelbelastningen i nedrextremiteten vid gång på olika plan. I denna undersökning gick testdeltagarna på tre olika plan 18, 0 och -18. Resultaten visade att vid gång nedför ökade muskelaktiviteten i quadriceps muskulaturen i jämförelse med gång på normal plan. Vid gång uppför ökade däremot muskelaktiviteten i hamstringsmuskulaturen i jämförelse med normal plan.

3 SYFTE OCH FRÅGESTÄLLNING

Syfte med detta examensarbete är att undersöka muskelaktiviteten i fram- och baklårsmuskulatur vid gång på normal plan respektive uppåt och nedåt sluttande underlag med hjälp av EMG.

Frågeställning:

1. Hur påverkar sluttningen den totala muskelaktiviteten i bak- och framlårsmuskulaturen, på normal plan, uppåt sluttande underlag och nedåt sluttande underlag?

2. Hur ser muskelmönstret ut för quadriceps- och hamstringsmuskulaturen i uppförs- respektive nedförsbacke?

4 METOD

Metoden vi använder oss av i detta examensarbete är kvantitativ. Kvantitativ studie innebär att den data som samlas in omvandlas till siffror. I kvantitativa studier undersöks flera enheter, vilket leder till en standardisering av den data som samlas in. Standardisering ger möjlighet till att effektivt kunna behandla en stor mängd data med olika statistiska program. (Jacobsen 2012 s. 72)

Kvantitativa metoder används i avsikt att analysera siffror och uppgifter som kan betecknas med siffror. De vanligaste kvantitativa metoderna är enkät- och intervjuundersökning. Då målet är att undersöka större grupper är kvantitativ insamlingsmetod ett passande alternativ. (Eliasson 2018 s. 27-29)

4.1 Testdeltagare

Sammanlagt deltog 24 personer i vårt test, 12 kvinnor och 12 män. Målgruppen för testet var friska personer i arbetsför ålder. Testdeltagarna rekryterades bland Arcadas studerande och personal. Alla testdeltagare var friska män och kvinnor i åldern 20–34. Rekryteringen skedde via e-mail och genom att personligen fråga personer om de vill delta i testet. I början hade vi 28 deltagare, men fyra stycken meddelade att de inte kunde delta innan vi började testa. För att få delta i testet krävdes att man inte har haft någon akut skada i nedre extremiteten som krävt läkarbesök under senaste tre månaderna eller en operation i nedre extremiteten under de senaste sex månader. Alla personer som visade intresse passade in i målgruppen och fick delta i testet.

4.2 Datainsamlingsmetod

Innan själva testet fick varje testdeltagare information om testets upplägg. Efter detta fick deltagaren skriva under det informerade samtycke och därmed godkände deltagande i undersökningen (Bilaga 3). Förutom detta fick testdeltagarna även fylla i en förhandsenkät (Bilaga 4). Efter detta fick testdeltagarna avgöra vilken storleks shorts som passade dem. Vi använde storlekarna S-L. Innan testpersonen fick klä på shortsens vatte vi elektroderna med vatten i avsikt att få så reliabelt resultat som möjligt. Efter detta sattes sändaren på plats och därefter kollade vi att kontakt med datorn hittades.

Testet började med att testpersonen under 1 minuts tid fick ligga stilla på en gymnastikmatta så att vi fick ett vilovärde. Efter att vi mätt vilovärdet började vi med gångtestet. Gångtestet utfördes i Arcada-hallens testlabb på löpmatta. Gångtestet gick ut på att gå fem minuter på tre olika plan med hastigheten 4,5 km/h dvs 1,25 m/s. Testet utfördes utan skor på grund av att skorna skulle ha kunnat påverka testresultaten. Testet började med fem minuters gång på normal plan, varefter fem minuters paus följde. Efter pausen fick testpersonen gå uppför i fem minuter, efter detta fick testpersonen igen pausa och till slut gå nedför. Lutningen för gång uppför och nedför var 10%. Innan varje fas vatte vi elektroderna med vatten för att få samma utgångsläge för varje fas.

All data samlades in med hjälp av Myontecs smartshorts. Med hjälp av elektroderna insydda i shortsens fick vi data om den muskelaktivitet som skedde under gången. Före testet kopplades en sändare fast i shortsens som via Bluetooth sände information om muskelaktiviteten till en dator. Under testet kan man se muskelaktiviteten i realtid på datorn. Programmet som används lagrar den data som fås under testets gång. Efter detta överförde vi alla resultat till en excel tabell och sedan överfördes resultaten till SPSS.

4.3 Data-analys

Analysen av resultaten skedde med hjälp av Pearsons korrelationskoefficient (r). Med hjälp av korrelationskoefficienten kan man se om det finns ett samband mellan olika variabler. Koefficienten kan variera mellan -1 och $+1$, där 0 anger att det inte finns ett

samband. Test som inte visar starkt samband skulle ligga närmare 0. För ett reliabelt resultat bör koefficienten ligga närmare 0,70. (Hassmén & Hassmén 2008 s. 125)

Beldjazia & Alatou (2016) har i sin undersökning använt sig av Evans guide (1996) för att få det absoluta värdet för r . Om resultatet ligger mellan 0.40-0.59 är sambandet måttligt. Om Pearsons r ligger mellan 0.60–0.79 är sambandet starkt och ifall korrelationen är mellan 0.80–1 är sambandet väldigt starkt.

Med hjälp av Pearsons korrelations koefficient testar vi ifall Smartshortsen ger reliabla resultat.

5 ETIK

Enligt Jacobsen (2012 s. 32–33) finns det oavsett undersökning tre grundläggande etiska krav som skall tas i beaktandet under hela processen. Första kravet är informerat samtycke, vilket innebär att den som undersöks deltar frivilligt i undersökningen och att den som blir undersökt är medveten om vilka risker och möjligheter testet kan innebära. Informerat samtycke kan delas in i fyra huvudkomponenter. Första delen är kompetens, testdeltagaren måste vara kapabel att själv bestämma om han eller hon vill delta i undersökningen. Den andra komponenten är frivillighet. Den som undersöks ska utan någon press själv få bestämma ifall han eller hon vill delta i undersökningen. Den tredje delen är fullständig information, detta innebär att testpersonerna ska ha fullständig information om undersökningens syfte, för- och nackdelar med undersökningen samt till vad resultaten används. Fullständig information är i flesta fall omöjligt, för då skulle varje deltagare dränkas i information samt att för mycket information. Detta kan påverka testets reliabilitet. Därför används tillräcklig information, vilket omfattar undersökningens huvudsyfte och vad resultaten används till. Som fjärde huvudkomponent nämner Jacobsen förståelse. Med förståelse menas att det inte räcker att testpersonerna har fått information om testet, de som undersöks ska också förstå informationen som ges.

Det andra kravet är skydd av privatliv, detta innebär att de som undersöks ska ha rätt till anonymitet. Det är även viktigt att behandla den data som samlats in konfidentiellt. Man ska inte heller undersöka något som inte behövs undersökas. Ifall man inte följer detta

krav kan det skada den undersöktes förtroende för undersökaren. (Jacobsen 2012 s. 34–36)

Det tredje kravet är krav på korrekt presentation av data. Med detta menas att man inte ska förfälska data och resultat. Man ska även försöka presentera den data man fått på ett så fullständigt sätt som möjligt. (Jacobsen 2012 s. 37)

Inför forskningen fick vi ett forskningslov från Arcadas etiska råd. Innan vi började testet fick varje testdeltagare både muntlig och skriftlig information om testet. Varje testdeltagare deltog frivilligt och innan testet utfördes skrev varje testdeltagare under informerat samtycke (bilaga3). Testpersonerna hade under hela processen rätt att avbryta testet utan motivering. Under hela arbetets gång har vi varit medvetna om Arcadas goda vetenskapliga praxis och följde de etiska rekommendationerna (Arcada 2019).

6 RESULTAT

Detta kapitel presenterar undersökningens resultat. Sammanlagt deltog 24 personer i undersökningen, varav 12 var kvinnor och 12 män. Testen utfördes i Yrkeshögskolan Arcadas testlabb under månaderna mars-maj 2019. Nedan presenteras resultaten i form av tabeller.

Tabell 1 presenterar relevant bakgrundsinformation om testdeltagarna som ålder, längd, vikt och BMI. I tabellen nedan kan man se att testdeltagarna är en rätt så homogen grupp, vilket innebär att resultaten vi presenterar i detta kapitel kopplas med denna grupp.

Tabell 1. Testdeltagarnas bakgrundsinformation

N=24 (K=12, M=12)	Minimum	Maximum	Medel
Ålder	20	34	23,58
Längd	160	191	172,77
Vikt	51	95	73,76
BMI	19,70	32,90	24,62

I gång uppför visade sig att den totala MA var klart högst (103,71 μ V microvolt) jämfört med de andra planen. I gång nedåt var den totala muskelaktiviteten 89.79 μ V medan den totala muskelaktiviteten på normalplan var 72.33 μ V.

Tabell 2. Resultat till fråga 1

N=24	Medeltal av den totala muskelaktiviteten μ V (microvolt)	Standardavvikelse
Normal plan	72,33	23,678
Uppför	103,71	28,673
Nedför	89.79	43,679

Korrelationen mellan den totala MA i gång på normalplan och gång uppför har ett starkt samband Pearsons $r = 0,747$ ($p < 0,000$). Korrelationen mellan den totala MA i gång på normalplan och gång nedför har ett väldigt starkt samband Pearsons $r = 0,932$ ($p < 0,001$). Korrelationen mellan den totala MA i gång uppför och gång nedför har ett starkt samband Pearsons $r = 0,724$ ($p < 0,034$).

Tabell 3. Korrelationen mellan de olika planen

	N	Pear- sons r	Signifikans
Gång uppför & Gång normal	2 4	0.747	.000
Gång nedför & gång normal	2 4	0.932	.001
Gång nedför & gång uppför	2 4	0.724	.034

Muskelmönstren för quadriceps muskulaturen och hamstrings muskulaturen såg annorlunda ut i gång uppfört jämför med gång nedför. I gång uppför arbetade hamstring muskulaturen i medeltal 53,64 % medan quadriceps arbetade i medeltal 46,36%. I gång nedför arbetade quadriceps i medeltal 57,07% och hamstring 42,93%.

Tabell 4. Resultat till fråga 2

	Medeltal av totala muskel- aktiviteten i Hamstring	Medel av den totala mus- kelaktiviteten i Quadriceps
Uppför	53,64	46,36
Nedför	42,93	57,07

Korrelationen för muskelaktiviteten i quadriceps vid gång på normalt och gång uppför har ett starkt samband Pearsons $r = 0,799$ ($p < 0,000$). Korrelationen mellan gång på normal och gång nedför för quadriceps muskelarbete har ett väldigt starkt samband Pearsons $r=0,811$ ($p < 0,000$). Korrelationen mellan gång nedför och gång uppför för quadriceps arbetet var sambandet starkt Pearsons $r= 0,648$ ($p < 0,000$).

Tabell 5. Korrelation för quadriceps muskelaktivitet i de olika planen

	N	Pearsons r	Signifikans
Quadriceps MA normal & uppför	24	0.799	.000
Quadriceps MA normal & nedför	24	0.811	.000
Quadriceps MA uppför & nedför	24	0.648	.000

7 DISKUSSION

I vår studie undersöktes hur sluttningen påverkar den totala muskelaktiviteten i bak- och framlårsmuskulaturen vid gång hos friska personer i arbetsför ålder. I och med att gången utgör en stor del av människans vardag och därmed anses vara människans primära sätt att förflytta sig från plats A till B, stöder denna studie med hjälp av bakgrundskapitlet analys av gångcykeln och muskelaktivering. Resultaten från vår undersökning visade god reliabilitet i och med att resultaten stöds av de artiklar som behandlar gång i olika plan. Resultaten kan därmed tillämpas inom prehabilitering och rehabilitering. De viktigaste faktorerna som både vår studie och de utvalda artiklarna behandlade var muskelaktivitet, sluttningsgrad och muskelmönster och kommer härmed att diskuteras i detta kapitel.

Som Kauranen (2018) beskriver handlar gången om en ensidig och upprepande belastning på vår rörelseapparat som utgörs av en komplex och obruten rörelse. Således är det

väsentligt att undersöka analystekniker och mätmetoder av gångcykelns olika faser och dess bakomliggande muskelaktivitet, i avsikt att få allt mer reliabel information som i sin tur kan utnyttjas inom pre- och rehabilitering. Detta stöder även Levine et al:s (2012) tankar. I artikeln "Gait analysis Using Wearable Sensors" skriven av Tao et al (2012) diskuteras sensorteknikens betydelse och hur denna informationskälla möjligtvis kan utnyttjas i framtiden vid olika kliniska tillämpningar. Författarna påpekar även att med hjälp av dessa elektroder kan man kvantitativt utvärdera muskelaktiviteten under gångcykelns olika faser. Med resultatet som vår studie gav kan man påpeka att det går att urskilja skillnader i muskelaktiviteten under gångcykeln vid gång på olika sluttningar. Janshen et al (2016) och Alexander och Schwameder (2016) påpekar båda att olika lutningar belastar våra muskler och leder mera än gång på normal plan, vilket i sin tur resulterar i en förändring i muskelaktiviteten.

Resultaten visar att på normal plan är den totala muskelaktiviteten i medeltal 72,33 microvolt, uppför 103,71 microvolt och nedför 89,79 microvolt. Som våra resultat visar, använder vi mest våra muskler vid gång uppför och vid gång nedför mer än på normal plan. Detta diskuteras även i artikeln "Comparision of Estimated and Measures Muscle Activity During Inclined Walking" skriven av Alexander och Schwameder (2016). Undersökningens resultat visar att muskelaktiviteten i m. rectus femoris, m. vastus lateralis och biceps femoris var högre vid gång på sluttande plan jämfört med gång på plant underlag.

Korrelationen i vår studie var hög och visar därmed att Smartshortsen kans ses som ett pålitligt mättningsverktyg i denna typ av undersökning. Korrelationen mellan normalplan och gång uppför var $r = 0,747$ och mellan normalplan och nedför $r = 0,932$. Sambandet mellan gång uppför och gång nedför var $r=0,724$. Enligt Hassmén & Hassmén (2008) bör koefficienten ligga närmare 0.70 för ett reliabelt resultat. Detta tyder på att resultaten har ett starkt samband. Enligt Evans guide (1996) som kommit fram i Beldjazia & Alatou (2016) artikel är sambandet mellan gång på normal plan och gång nedför väldigt starkt. Resultaten visar hög reliabilitet, men kan kritiserar på grund av testdelta-garnas antal som skulle ha kunnat vara fler. Förutom reliabilitet visar resultaten god validitet, det vill säga vi har mätt det som skall mätas.

Resultatet som vår undersökning gav oss gällande quadriceps och hamstrings muskelaktivitet, aktiveras hamstrings i medeltal mer på uppåt sluttande underlag (53,64%) medan i gång nedför arbetar quadriceps mer (57,7%). Detta resultat stöds även av Alexander & Schwameder (2016) artikeln “Lower limb joint and muscle forces during sloped walking at self-selected speed” där undersökningens resultat visar att vid gång på nedför sluttande plan ökar muskelaktiviteten i framlårs muskulaturen och vid gång på uppåt sluttande plan ökar muskelaktiviteten i baklårsmuskulaturen i jämförelse med gång på normal plan.

Som Tao et al. (2012) skriver är textil-EMG mätning en effektiv informationskälla och ett ekonomiskt verktyg både inom pre- och rehabilitering. EMG mätning kan utnyttjas postoperativt tack vare möjligheten till att kunna analysera den nuvarande muskelaktiviteten. Genom att undersöka friska personers muskelaktivitet både på normal plan och på nedåt och uppåt sluttande underlag kan man utnyttja denna information inom rehabilitering genom att jämföra till exempel postoperativa klienters muskelaktivitet med friska personers. Med hjälp av dessa resultat kan man bygga upp skräddarsydda rehabiliteringsprogram som stöder klientens optimala muskelaktivering och muskelstyrka. Således är det väsentligt att komma ihåg att resultaten som vår studie gav är riktgivande och att variationer i muskelaktivering finns hos olika människor. Smartshortsen som vi använde oss av mäter endast fram- och baklårsmuskulatur och utelämnar gluteus musklerna. För att kunna stöda hög reliabilitet borde även gluteus musklerna mätas som är viktiga muskler under gången.

I undersökningen använde vi oss av en gånghastighet på 4,5km/h. Som Kauranen (2018) skriver varierar gånghastigheten beroende på ålder och kön. För männen varierar hastigheten mellan 3,6–6,5 km/h medan hos kvinnor mellan 3,2 – 6,1 km/h. Utgående från dessa tal bestämde vi oss för en hastighet på 4,5 km/h, som motsvarar en relativt normal gånghastighet för friska personer i arbetsför ålder. Som Kauranen (2018) nämner beror gånghastigheten på två olika faktorer, nämligen stegparets längd och stegtäthet. Detta är något man även kan se kritiskt på då man analyserar reliabilitet gällande vår studie, med tanke på testpersonernas möjliga skillnader i steglängd och stegtäthet.

Som Magee (2014) påpekar medför det förändringar i muskelaktiviteten då gånghastigheten ökar. Detta betyder att man kan dra den slutsatsen att 4,5 km/h inte nödvändigtvis känns lika för en man som för en kvinna eller för två personer av samma kön som har olika längd på nedre extremiteterna. Detta togs inte i beaktande i vår studie, vilket man även kan se kritiskt på.

Datainsamlingsmetoden vi använt oss av i arbetet har fungerat bra. Vi övade att utföra testet innan vi började testa våra testdeltagare. Testhelheten fungerade bra och testdeltagarna förstod våra anvisningar och likaså testets uppbyggnad. Arbetsfördelningen under testen var klar och tydlig vilket ledde till att vi som testare visste våra arbetsuppgifter och själva tillfället fungerade smidigt. Med andra ord tycker vi att denna testdesign går lättare att utföra då det finns två testare.

Testdeltagarna bestod av 12 kvinnor och 12 män vilket kan ses som en positiv faktor vid analysering av reliabilitet. BMI och ålder varierade hos testdeltagarna vilket betyder att fanns variationer hos varje deltagare. För att stöda en hög reliabilitet, skulle vi ha velat ha flera testdeltagare.

8 KONKLUSION

Vårt examensarbete gick ut på att undersöka hur sluttningen påverkar muskelaktiviteten i bak- och framlår. Resultaten visade att sluttningen påverkar muskelaktiviteten och är som högst vid gång uppför. Vid gång uppför använder vi oss i medeltal mest av hamstring muskulaturen och vid gång nedför används quadriceps muskulaturen mer. I och med att det finns mer forskning kring EMG-mätning och analyseringsmetoderna har utvecklats hoppas vi på att denna form av informationskälla kan utnyttjas ännu mer inom fysioterapins framtid.

KÄLLOR

- Alexander, N. & Schwameder, H., 2016, Comparison of Estimated and Measured Muscle Activity During Inclined Walking, *Journal of Applied Biomechanics*, 32, s. 150-159. Tillgänglig: PubMed. Hämtad: 10.3.2019.
- Alexander, N. & Schwameder, H. 2016, Lower limb joint and muscle forces during sloped walking at self-selected speed, *34 International conference of Biomechanics in sports*. Tillgänglig: Google Scholar. Hämtad: 25.9.2019.
- Arcada, *God vetenskaplig praxis I studier vid Arcada, 2019*. Tillgänglig: https://start.arcada.fi/sites/default/files/dokument/ovriga%20dokument/god_vetenskaplig_praxis_i_studier_vid_arcada.pdf Hämtad: 30.3.2019.
- Behnke, R. S., 2015, *Anatomi för idrotten: fakta om rörelseapparaten*, 2 uppl., SISU idrottsböcker, Stockholm, s. 232-233, 249-251.
- Beldjazia, A., Alatou, D. 2016, Precipitation variability on the massif Forest of Mahouna (North Eastern-Algeria) from 1986 to 2010, *International Journal of Management Sciences and Business Research*, 3 (5), s. 21-28. Tillgänglig: Google Scholar. Hämtad: 1.10.2019.
- Bengs, D., Jeglinsky, I., Surakka, J., Hellstén, T., Ring, J., Kettunen, J., 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*, 4 (24), s. 1-12. Tillgänglig: PubMed. Hämtad: 24.10.2018.
- Colyer, S. L., McGuigan, P. M., 2017, Textile Elektrodes Embedded in Clothing: A practical alternative to traditional surface electromyography when assessing muscle excitation during functional movements, *Journal of sports & medicine*, 1, s. 101-109. Tillgänglig: PubMed. Hämtad: 10.4.2019.

- Eliasson A. 2018, *Kvantitativ metod från början*, 4. uppl. Studentlitteratur AB, Lund s. 27-29.
- Everett, T. & Kell, C., 2010, *Human Movement: An Introductory Text*, 6 uppl. Edinburgh; New York: Churchill Livingstone s. 176-178, 238-240.
- Franz, J., R. & Kram, R., 2012 The Effects of Grade and Speed on Leg Muscle Activations during Walking, *Gait Posture*, 35, s. 143-147 Tillgänglig: PubMed Hämtad: 10.3.2019.
- Hassmén,N; Hassmén, P, 2008, *Idrottsvetenskapliga forskningsmetoder*. 2 uppl. SISU idrottsböcker, s. 125.
- Jacobsen, D.I., 2012, *Förståelse, beskrivning och förklaring: Introduktion till samhällsvetenskaplig metod för hälsovård och socialt arbete*. 2 uppl. Studentlitteratur, Lund, s. 32-37, 72.
- Janshen, L., Santuz, A., Ekizos, A. & Arampatzis, A., 2017, Modular control during incline and level walking in humans, *The Company of Biologists*, 220, s. 807-813. Tillgänglig: PubMed. Hämtad: 10.3.2019.
- Kauranen, K., 2018, *Fysioterapeutin käsikirja*, Sanoma Pro Oy, Helsinki s. 329-332.
- Kauranen, K., Nurkka, N., 2010, *Biomekaniikkaa liikunnan ja terveydenhuollon ammattilaisille*, Tammerprint Oy, Tampere.
- Levine, D., Richards, J., Whittle, M.W., 2012, *Whittle's Gait Analysis*, 5 uppl. Churchill Livingstone, s. 19, 29-31, 40-47.
- Magee, D., J., 2014, *Orthopedic physical assessment*, 6. uppl, Elsevier, Canada, s. 981, 985-986.

Marieb, E.N., Wilhelm, P.B., Mallatt, J., 2017, *Human Anatomy*, 8. uppl., Pearson, England, s. 304.

Myontec, A, 2018, *EMG in physical rehabilitation*, [www] Tillgänglig: <http://www.myontec.com/benefits/mbody-benefits/> Hämtad: 17.2.2019.

Myontec, B, 2018 How Myontec's Mbody monitors muscle asymmetries for injury prevention and in rehabilitation, [www] Tillgänglig: <http://www.myontec.com/how-myontecs-mbody-monitors-muscle-asymmetries-for-injury-prevention-and-in-rehabilitation/> Hämtad: 23.3.2019.

Tao, W., Liu, T., Zheng, R. & Feng, H. 2012, Gait analysis Using Wearable Sensors, *Sensors*, 12, s. 2255-2283 Tillgänglig: PubMed. Hämtad: 29.3.2019.

Wall-Sheffler, C., Chumanov, E., Steudel-Numbers, K., Heiderscheit B., 2010, EMG activity across gait and incline: The impact of muscular activity on human morphology, *National Institutes of health*, 143, s 601-611. Tillgänglig: PubMed. Hämtad: 20.4.2019.

BILAGA 1

Testprotokoll

1. Hej och välkommen på vår undersökning ” Muskelaktivitetsanalys med hjälp av Smartshorts vid gång i tre olika plan för personer i arbetsför ålder”. Vi inleder detta test med att du skriver under det informerade samtycket och besvarar förhandsenkäten. Om du har frågor gällande testet kan du fråga oss när som helst.
2. Nu kan du gå och byta om, smartshortsen kommer på underkläderna. Vi väter elektroderna på insidan av smartshortsen för att de skall leda bättre ström. Klä på dig puls bandet så att vi kan följa med din puls under testet.
3. Vi kommer att inleda testandet med att mäta pulsen och muskelaktiviteten i vila. Du får lägga dig ner på gymnastikmattan och slappna av i en minut. Du får gärna sluta dina ögon. Vi säger till när en minut har gått.
4. Vi fortsätter nu med att göra gångtestet. Du får gå på löpbandet på en förhand bestämd hastighet i 5 minuter. Du får börja när vi ger klartecken. Efter att tiden gått pausar vi.
5. Nu får du pausa i 5 minuter innan vi börjar med gång uppför.
6. Du kommer nu att gå på löpbandet på en förhand bestämd hastighet uppför i 5 minuter. Du får börja när vi ger klartecken. Efter att tiden gått tar vi paus.
7. Nu får du pausa i 5 minuter innan du börjar gå nedåt på löpbandet.
8. Du kommer nu att gå nedför på löpbandet i 5 minuter. Du får börja när vi ger klartecken
9. Testet avslutas.

BILAGA 2

Följebrev

Hej,

Vi är Jannike Wesander, Janica Vaskelainen, Sonja Pettersson, Rebecca Ljung, Oskar Dahllund och Kim Snickars från yrkeshögskolan Arcada och studerar på fysioterapilinjén. Vi utför vårt examensarbete nu under våren 2019 och söker intresserade till våra fysiska test. Vi undersöker muskelaktiviteten i fram- och baklåren vid olika vardagsaktiviteter med hjälp av produkten smartshorts. Smartshortsen är shorts, i stil med kompressionsshorts, med inbyggda yt-elektroder som mäter muskelaktiviteten i låren. Mätningen samt användningen av shortsén är ofarligt och medför inga hälsorelaterade risker.

Gångtestet tar ca 45 minuter och testet innehåller gång i tre olika plan på löpband. Testet med trappgång tar ca 60 minuter och testet innehåller gång på plant underlag samt trappgång. Testet med knäböj tar ca 45 minuter och testet innehåller tre olika typer av knäböj. Som deltagare kan du ta del i alla deltester eller välja vilka du vill vara delaktig i.

Undersökningen är frivillig och du som testperson har rätt att avbryta testen när som helst utan motiverad orsak. Vi som testare garanterar din anonymitet och det insamlade data förhålls konfidentiellt mellan testpersonen och testarna.

Undersökningen för gångtestet utförs i skolans testlabb, undersökningen med trappgång utförs delvis i Arcadas idrottshall och undersökningen med knäböj utförs i skolans testlabb/gymnastiksal. Alla testen utförs vid en tidpunkt som bestäms skilt med varje testperson. Före testen kommer du att besvara en förhandsenkät där det frågas kön, ålder, vikt, längd, fysisk aktivitet. Utav din längd och vikt kommer vi att räkna ut ditt Body mass index (BMI) värde. Vi rekommenderar varenda testperson att inte utföra tung fysisk motion under testdagen.

Om du blev intresserad av gångtestet kontakta janica.vaskelainen@arcada.fi eller jannike.wesander@arcada.fi, om du blev intresserad av testet med trappgång och gång på plant underlag kontakta sonja.pettersson@arcada.fi eller rebecca.ljung@arcada.fi, om

du blev intresserad av testet med knäböj kontakta oskar.dahllund@arcada.fi eller kim.snick-ars@arcada.fi.

Kontakta oss med rubriken på examensarbetet du är intresserad av och skriv ditt namn samt vilket utbildningsprogram du utför. Du kan skicka möjliga frågor till samma e-post adress.

Kontaktuppgifter:

Jannike Wesander

jannike.wesander@arcada.fi tel. 040 5768 707

Janica Vaskelainen

janica.vaskelainen@arcada.fi tel. 044 5611 977

Sonja Pettersson

Sonja.pettersson@arcada.fi tel. +358 (0)45 734 389 30

Rebecca Ljung

Rebecca.ljung@arcada.fi tel. +358 (0)40 545 53 11

Oskar Dahllund

Oskar.dahllund@arcada.fi tel. 0503409099

Kim Snickars

Kim.snickars@arcada.fi tel. 0505730997

Handledare:

Joachim Ring

joachim.ring@arcada.fi tel. +358 (0)40 512 74 90

BILAGA 3

INFORMERAT SAMTYCKE

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

Jag godkänner att delta i en undersökning vid yrkeshögskolan Arcada i projektet där man utreder muskelaktiviteten i fram- och baklår under olika vardagsaktiviteter. Angående undersökningen har jag blivit informerad om dess syfte och protokoll och ger härmed mitt lov att samla in behövliga uppgifter om mig till forskningsregistret på Arcada. Jag är medveten om att deltagandet vid undersökningen är frivilligt och jag kan avbryta deltagandet när som helt utan någon motivering av mitt beslut. Jag ger tillstånd att den information som samlats in till tidpunkten före annulleringen kan användas i undersökningen. Jag är medveten om att data som samlas under forskningen granskas anonymt och det går inte att identifiera mina resultat. 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.

Namn: _____

Underskrift: _____

Datum och ort: _____

FORSKAREN

Jag har förklarat studiens syfte för ovanstående testperson och fått hens samtycke.

Namn: _____

Underskrift: _____

Datum och ort: _____

BILAGA 4

BILAGA 4

FÖRHANDESENKÄT

Ålder _____

Kön _____

Längd (cm) _____

Vikt (kg) _____

FRÅGOR OM MOTION

Utövar ni någon form av motion eller idrott på fritiden?

1____ja

2____nej

Ansträngningsgraden av den motion eller idrott ni utövar är i allmänhet lika ansträngande som:

1____promenad

2____turvis promenad och lätt löpning

3____lätt löpning (joggning)

4____rask löpning

Hur länge varar i allmänhet ett motionspass?

1____under 15 minuter

2____15 minuter – under en halv timme

3____en halv timme – under en timme

4____en timme – under två timmar

5____över två timmar

Hur många gånger i månaden motionerar ni nuförtiden på fritiden?

1___ mindre än en gång per månad

2___ 1-2 gånger per månad

3___ 3-5 gånger per månad

4___ 6-10 gånger per månad

5___ 11-19 gånger per månad

6___ 20 gånger eller mera per månad

Har du lidit av en akut skada i nedre extremiteten inom de senaste tre månaderna?

JA ___ VAD? _____

NEJ ___

Har du haft en operation i nedre extremiteten inom de senaste sex månaderna?

JA ___ Vilken typ av operation? _____

NEJ ___

Jag använder för tillfället någon form av medicinering.

JA, vilken? _____ NEJ ___

Jag försäkrar att mitt hälsotillstånd är gott och att jag kan delta i testerna.

JA___ NEJ___

Namn: _____

Underskrift: _____