



Lårmuskulaturens elektromyografiska aktivitetsanalys vid gång på plant underlag och trappgång för personer i arbetsför ålder

Rebecca Ljung

Sonja Pettersson

Examensarbete

Fysioterapi

2020

EXAMENSARBETE	
Arcada	
Utbildningsprogram:	Fysioterapi
Identifikationsnummer:	6973, 6972
Författare:	Rebecca Ljung, Sonja Pettersson
Arbetets namn:	Lårmuskulaturens elektromyografiska aktivitetsanalys vid gång på plant underlag och trappgång för personer i arbetsför ålder
Handledare (Arcada):	Joachim Ring
Uppdragsgivare:	Arcada
<p>Textil-EMG är ett undersökningsverktyg som kan ge betydelsefull information om olika hälsorelaterade tillstånd. Målet med detta examensarbete är att undersöka muskelaktiviteten i fram- och baklårsmuskulaturen vid gång på plant underlag respektive trappgång nedför och uppför med hjälp av smartshorts, samt att se hur pulsen reagerar under testernas gång och få reda på huruvida samband det eventuellt finns mellan pulsen och muskelaktiviteten i de olika deltesterna. Denna undersökning är en del av projektet Smartshorts som är utfärdat av Yrkeshögskolan Arcada. Examensarbetet består av två forskningsfrågor: 1) Hur skiljer sig muskelaktiviteten åt vid gång på plant underlag, trappgång nedför och trappgång uppför och 2) Hur reagerar pulsen i gång, trappgång nedför och trappgång uppför. Metoden som vi har valt att använda i denna studie är kvantitativ forskningsmetod. Kvantitativ metod valdes eftersom studien undersöker flera faktorer och analyseras i siffror. Examensarbetets teoretiska bakgrund stöds av relevanta källor om nedre extremitetens skelettmuskulatur, gångcykeln på plant underlag och i trappor, Myontec Smartshorts, elektromyografi och hur EMG kan användas inom fysioterapi. I undersökningen deltog 31 friska personer (18 kvinnor och 13 män) i arbetsför ålder. Testet utfördes i Yrkeshögskolan Arcadas nya idrottshall och trapporna som finns i samma byggnad. Undersökningens resultat visar att den totala muskelaktiviteten är som högst vid trappgång uppför med ett medelvärde på 94,39 μV. Vid trappgång nedför var medelvärdet av muskelaktiviteten 66,32 μV och den totala muskelaktiviteten var som lägst vid gång på plant underlag, där låg medelvärdet för deltagarna på 46,00 μV. Med en pulsförhöjning på 63,71 slag/minut visar resultaten att gång uppför trapporna är det mest belastande för pulsen bland alla tre deltesterna. Vid gång på plant underlag och nedför trapporna var pulshöjningen relativt lika med en höjning på 12,03 slag/min respektive 12,1 slag/min. Resultaten indikerar att Myontec-Smartshortsen är ett bra och motiverande redskap att använda inom rehabilitering i fysioterapin men vidare forskning kunde göras inom området för att få större bredd och resultat.</p>	
Nyckelord:	Muskelaktivitet, gångcykel, trappor, EMG, Myontec-Smartshorts
Sidantal:	48
Språk:	Svenska
Datum för godkännande:	28.4.2020

DEGREE THESIS	
Arcada	
Degree Programme:	Physiotherapy
Identification number:	6973, 6972
Authors:	Rebecca Ljung, Sonja Pettersson
Title:	Electromyographic activity analysis of the thigh muscles while walking on a flat surface and stair descent and ascent in subjects of working age
Supervisor (Arcada):	Joachim Ring
Commissioned by:	Arcada
<p>Textile based EMG is a research tool that can provide essential information on various health-related conditions. The purpose of this thesis is to study the muscle activity of the anterior and posterior thigh muscles while walking on a flat surface and stair descent and stair ascent by using EMG, and also to see how the heart rate reacts during the course of the tests and to find out what possible connection there may be between the heart rate and the muscle activity in the various tests. This research is a part of Arcada University of Applied Sciences' "Smartshorts" project. The thesis consists of two research questions. 1) How does the total muscle activity differ during walking on a flat surface, walking stair descent and stair ascent and 2) How does the heart rate react on walking on a flat surface compared to stair descent and stair ascent. This thesis uses the quantitative research method and it was chosen because it is a study with a large group of subjects and it includes numerical analysis. The theoretical background of the thesis addresses the skeletal muscles of the lower limbs, the gait cycle on a flat surface and stair descent and stair ascent, Myontec-Smartshorts and electromyography. Moreover, it addresses how EMG can be applied in physiotherapy. The study included 31 healthy subjects of whom 18 were women and 13 were men. Furthermore, the research subjects were all in working age. The research was carried out in the Arcada University's facilities. The findings of the research show that the thigh muscles are mostly activated during stair ascent with an average of 94,39 μV. During stair descent the average muscle activation was 66,32 μV and the total muscle activation was lowest while walking on a flat surface with an average of 46,00 μV for the subjects. The results show that stair ascent is the most challenging for the pulse among all three tests with an increase of the pulse at 63,71 beats/minute. The increase of the pulse was relatively similar during walking on a flat surface and stair descent with an increase of 12,03 beats/min and 12,1 beats/min. The results indicate that Myontec-Smartshorts is a justified tool for using within rehabilitation in physiotherapy, however further research could be done in the field to get larger width and results.</p>	
Keywords:	Muscle activity, gait cycle, stairs, EMG, Myontec-Smartshorts
Number of pages:	48
Language:	Swedish
Date of acceptance:	28.4.2020

OPINNÄYTE	
Arcada	
Koulutusohjelma:	Fysioterapia
Tunnistenumero:	6973, 6972
Tekijät:	Rebecca Ljung, Sonja Pettersson
Työn nimi:	Reisilihasten elektromyograafinen aktivointianalyysi kävelyssä tasaisella alustalla sekä samoin kävelyssä portaita ylös- ja alaspäin – kohderyhmänä työikäiset
Työn ohjaaja (Arcada):	Joachim Ring
Toimeksiantaja:	Arcada
<p>Tekstiili-EMG on tutkimusväline, joka voi tarjota tärkeää tietoa erilaisista terveyteen liittyvistä tiloista. Opinnäytetyön tarkoituksena on tutkia EMG:n avulla etu- ja takareisilihasten aktivointia kävelyssä tasaisella alustalla sekä kävelyssä portaita ylös- ja alaspäin. Tarkoituksena on myös katsoa miten syke reagoi testien aikana, ja selvittää, minkälainen yhteys voi olla sykkeen ja lihasaktiivisuuden välillä erilaisissa osatesteissä. Tutkimus on osa ammattikorkeakoulu Arcadan Smartshorts projektia. Opinnäyte koostuu kahdesta tutkimuskysymyksestä: 1) Kuinka lihasten kokonainen lihasaktiivisuus eroaa kävelyssä tasaisella alustalla ja kävelyssä portaita alas sekä portaita ylös ja 2) Miten syke reagoi kävelyssä tasaisella alustalla sekä kävelyssä portaita ylös ja alas. Menetelmä, jonka valitsimme käyttää tässä tutkimuksessa, on kvantitatiivinen. Kvantitatiivinen menetelmä valittiin, koska tutkimuksessa tutkitaan useita henkilöitä ja tulokset analysoidaan numeroin. Opinnäytetyön taustatiedoissa käsitellään alaraajojen luurankolihasia, kävelysykliä tasaisella alustalla ja portaissa, Myontec-Smartshortseja, elektromyografiaa ja sitä, miten EMG:tä voidaan soveltaa fysioterapiassa. Tutkimukseen osallistui 31 työikäistä tervettä henkilöä (18 naista ja 13 miestä). Testit suoritettiin ammattikorkeakoulu Arcadan uudessa urheiluhallissa sekä portaissa, jotka ovat samassa rakennuksessa. Tutkimuksen tulokset osoittavat, että reisien lihasaktiivointi oli suurin kävelyssä portaita ylös keskiarvolla 94,39 μV. Kävelyssä portaita alas lihasaktiivointi oli keskiarvolla 66,32 μV ja lihasaktiivointi oli alhaisimmalla kävelyssä tasaisella alustalla keskiarvolla 46,00 μV. Tulokset osoittavat, että kävely portaita ylös on sykkeen eniten rasittava kaikkien kolmen testiin verrattuna lisäyksellä 63,71 iskua/minuutissa. Sykkeen lisäys oli suhteellisen samanlainen kävelyssä tasaisella alustalla ja portaita alas lisäyksellä 12,03 iskua/minuutissa sekä 12,1 iskua/minuutissa. Tulokset osoittavat, että Myontec-Smartshorts on hyvä ja motivoiva väline käyttää kuntoutuksessa fysioterapiassa, mutta lisää tutkimuksia voisi suorittaa alalla, että saisi enemmän leveyttä ja tuloksia.</p>	
Avainsanat:	Lihaskivääntö, kävelysykli, portaat, EMG, Myontec-Smartshorts
Sivumäärä:	48
Kieli:	Ruotsi
Hyväksymispäivämäärä:	28.4.2020

INNEHÅLL

1	Inledning	9
2	Teoretisk bakgrund	10
2.1	Skelettmuskulaturens funktion	10
2.1.1	Lårets muskulatur	11
2.1.2	Det neuromuskulära systemet	13
2.1.3	Agonist- antagonist förhållande	16
2.2	Gångcykeln	17
2.2.1	Gångcykeln i trappgång	19
2.3	Elektromyografi	22
2.3.1	EMG-mätning	23
2.3.2	EMG & fysioterapi	23
2.3.3	Smarttextiler	24
3	Syfte och frågeställning	25
4	Metod	26
4.1	Testdeltagare	26
4.2	Beskrivning av testet	26
4.2.1	EMG- och pulsmätning i vila	27
4.2.2	Gång på plant underlag	27
4.2.3	Trappgång nedför	28
4.2.4	Trappgång uppför	28
4.3	Data-analys	28
4.4	Etiska överväganden	29
5	Resultat	30
6	Diskussion	35
7	Konklusion	38
	Källor	40
	Bilagor	42
	Bilaga 1. Testprotokoll	42
	Bilaga 2. Följebrev	43
	Bilaga 3. Informerat samtycke	45

Bilaga 4. Förhandsenkät.....	46
Bilaga 5. Borg RPE skala.....	48

Figurer

Figur 1. Framlårets muskler (Behnke 2015, s.230).....	12
Figur 2. Baklårets muskler (Behnke 2015, s.232).....	13
Figur 3. Muskeluppbyggnaden (Behnke 2015, s.25).	14
Figur 4. Nervens uppbyggnad (Behnke 2015, s.29).....	14
Figur 5. Nerv och muskel (Behnke 2015, s.34).	15
Figur 6. Gångcykeln (Everett & Kell 2010 s. 176).	17
Figur 7. Rörelsemönstret för gång uppför trappor (Everett & Kell 2010 s. 186).....	19
Figur 8. Rörelsemönstret för gång nedför trappor (Everett & Kell 2010 s. 188).....	21
Figur 9. Myontec smartshorts (Fotograf Dagny Bengs 2016)	25
Figur 10. Medelvärde av den totala muskelaktiviteten.	31
Figur 11. Fördelningen av muskelaktiviteten i fram- och baklår.....	31
Figur 12. Medelpulsen vid de olika deltesterna.	33
Figur 13. Medelvärde av pulsen hos de olika könen.....	34
Figur 14. Medelvärde av RPE uppskattning hos de olika könen.	35

Tabeller

Tabell 1. Testdeltagarnas bakgrundsinformation.....	30
Tabell 2. Resultat från Paired samples t-test.....	32
Tabell 3. Korrelationen mellan de olika deltesterna	32
Tabell 4. Resultat av pulsmätningen i de olika deltesterna	34
Tabell 5. RPE utvärdering vid utfört deltest	35

FÖRORD

Vi vill börja med att tacka vår handledare Joachim Ring som har hjälpt och handlett oss genom hela arbetsprocessen. Tack även till övriga personer som på ett eller annat sätt hjälpt och stöttat oss under arbetets gång. Slutligen vill vi rikta ett stort tack till alla testdeltagare som ställde upp och gjorde det möjligt för oss att utföra denna undersökning.

Helsingfors i april 2020

Rebecca Ljung & Sonja Pettersson

1 INLEDNING

Gången är människans grundläggande sätt att röra på sig och ta sig fram från en plats till en annan. När man går förbrukar man endast en liten mängd energi. Analysering av gången utförs ofta av fysioterapeuter när man vill undersöka eventuella avvikelser i gången, vid diagnostisering och bedömning av fysioterapi-, operations- och hjälpmedelsbehov samt vid bedömning av resultat efter operation och som motivation vid rehabilitering. (Kauranen & Nurkka 2010 s. 380) Trappgång karakteriseras av att en större mängd energi skapas och större rörelser används för att stöda och föra fram kroppen mot gravitationen (Yali et al. 2015).

Vi har i vår studie valt att undersöka muskelaktiviteten i fram- och baklår med hjälp av elektromyografi (EMG) för gång på plant underlag i jämförelse med trappgång. Tidigare har det utförts kortare interventioner med elektromyografisk mätning vid trappgång, vi vill därför utföra vårt test över än längre tid än vad tidigare gjorts. Vi är intresserade av att få reda på om det sker någon skillnad, och ifall hurudan, i muskelaktiveringen i fram- och baklår under trappgång jämfört med gång på plant underlag, detta för att förhoppningsvis få fram mer information om trappgången som motions- och rehabiliteringsform.

Vid rehabilitering av nedre extremiteterna är målet att återfå symmetrin i musklerna på det skadade och ”friska” benet, detta kunde kontrolleras med hjälp av elektromyografi (Bengs et al. 2017). Enligt Yali et al. (2015) finns det olikheter i aktiveringen av musklerna i nedre extremiteterna, mestadels hos de muskler som är ansvariga för kroppens vertikala rörelser, vid gång uppför trappor och gång på plant underlag. Bengs et al. (2017) har i sin studie undersökt tillförlitligheten av smartshorts där höger och vänster bens muskelaktivitet jämfördes i trappgång och knäböj med hjälp av EMG. Denna studie på friska arbetsföra personer visade att EMG-aktivitetsförhållandet mellan vänster och höger ben i vardagliga aktiviteter kan mätas pålitligt med smartshorts.

Vårt examensarbete ingår i Projektet Smartshorts utfärdat av Yrkeshögskolan Arcada. Arcada har som ambition att vara med i täten av hälsoteknologins utveckling, speciellt

gällande tillämpning av produkter och innovationer. Ett intresse hos tillverkarna av smartshortsen finns över att utvidga användningsområdet från mätning av fysiskt aktiva individer till rehabiliteringsklienter. Fortfarande finns det relativt litet erfarenhet och kunskap om smarttextilers användning inom rehabilitering. Vi vill därför vara med och undersöka ifall det finns en framtid för smartshortsen inom rehabiliterings- och fysioterapibranschen.

2 TEORETISK BAKGRUND

I detta kapitel kommer vi att ta upp väsentlig bakgrundsinformation gällande vårt arbete. Vi kommer att börja med att förklara muskelns uppbyggnad samt funktion och beskriva innerveringen av skelettmuskulaturen. Efter det kommer ett kapitel om muskelbalans och gångcykeln på plant underlag och i trappgång att beskrivas. Slutligen kommer vi att ta upp fakta om elektromyografen (EMG) och berätta om smartshortsen som vi har använt oss av i vår undersökning.

2.1 Skelettmuskulaturens funktion

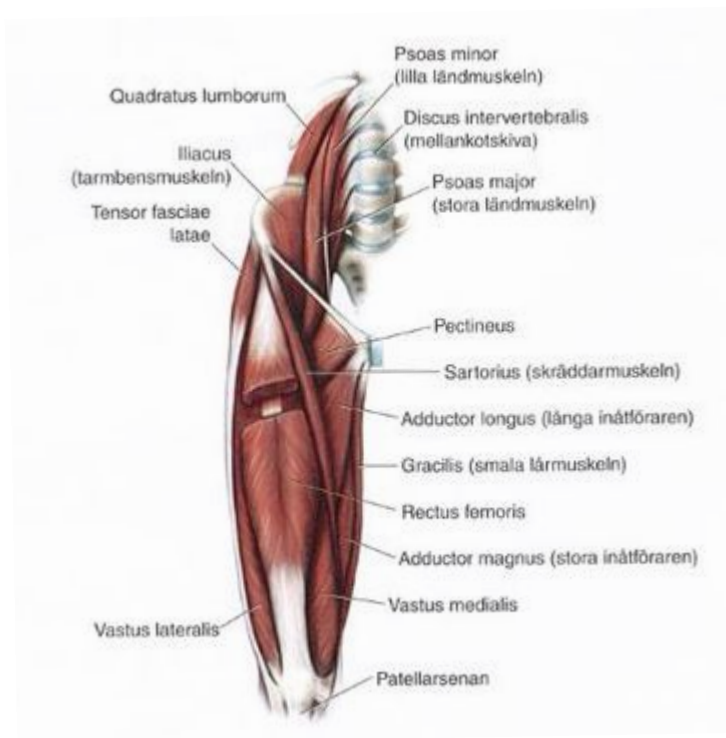
Skelettmuskulaturen är viljestyrda och utgör omkring 45% av kroppsvikten. Det finns cirka 300 skelettmuskler i vår kropp, de flesta muskler förekommer parvis. Skelettmuskulaturen kan variera i både utseende och storlek. De kan vara långa eller korta och variera i tjockhet. De flesta skelettmuskler är spolformade och består av långa parallella fibrer eller fjäderformade och består av korta, diagonala fibrer (Behnke 2015, s. 22–35). De långa skelettmuskulaturen löper oftast över flera leder, medan de korta endast över en led. Skelettmuskulaturen kan ha flera "huvuden" till exempel baklårets muskulatur som har två. Skelettmuskulaturen fäster för det mesta i skelettdelar där de skapar rörelse mellan delarna när muskeln kontraherar. Vissa skelettmuskler fäster också i mjukdelar så som huden, där rörelser då skapas. Man brukar skilja på muskeln ursprungssena, som vanligen fäster i den mindre rörliga delen som oftast lokaliseras mer proximalt och centralt, och fästsenan som fäster i den mer rörliga delen. (Christensen 2012 s. 67–79) I varje ände av muskelbuken fäster en speciell typ av bindväv, så kallad sena, vid benet. Muskulaturen är sin tur omslutna av bindväv, dvs. fascia. (Behnke 2015, s. s.22–35)

2.1.1 Lårets muskulatur

Till lårets muskulatur hör en främre, bakre och medial muskelgrupp. (Bojsen-Möller 2000 s. 265–272) I detta kapitel kommer vi endast sätta fokus på den främre och bakre muskelgruppen eftersom det är de som är relevanta i vårt arbete.

Den främre anteriora muskelgruppen domineras av **m. quadriceps femoris** (knästräckarmuskeln) som är kroppens största muskel och väger ca 1,5kg (Bojsen-Möller 2000 s. 267). Den utgörs av fyra delar varav Rectus femoris är den mest kraftfulla och korsar både knä- och höftleden. Den har sitt ursprung på spina iliaca anterior och fäster på tuberositas tibiae. Muskelns viktigaste uppgift är att flektera, det vill säga böja, höftleden men den utför även extension i knäet. De tre andra musklerna som hör till m. quadriceps femoris är vastus lateralis, vastus intermedius och vastus medialis. Dessa tre korsar endast knäleden och deras uppgift är att extendera, det vill säga sträcka, på knäleden. (Behnke 2015, s. 229–234) Musklerna är mer eller mindre sammanvuxna och har ett utsträckt fäste på femurs (lårbenets) skaft. De förenar sig alla med m. rectus femoris till den gemensamma quadricepsen, som fäster via patellan och ligament patellae på tuberositas tibiae. (Bojsen-Möller 2000 s. 267–268)

Till den främre muskelgruppen hör även **m. sartorius** (skräddarmuskeln) som är kroppens längsta muskel. Muskelns ursprung är på spina iliaca anterior superior. Den korsar framsidan av låret och löper vertikalt ner längs mediala sidan av låret och knäleden och fäster på den främre, övre delen av tibias (skenbenets) mediala sida. (Bojsen-Möller, 2000 s. 267) Eftersom muskeln korsar både höft och knäleden har det till uppgift att flektera, abducera och utåtrottera höftleden samt flektera knät och inåtrottera underbenet. (Behnke 2015, s. 229–234)



Figur 1. Framlårets muskler (Behnke 2015, s.230).

Lårets bakre posteriora muskelgrupp, eller hamstringsmuskulaturen som de även kallas, utgörs av tre muskler. **M. biceps femoris** (tvåhövda lårmuskel) är unik eftersom den har två huvuden. Det långa utgår från tuber ischiadicum (sittbensknölen), tillsammans med de andra två musklerna, medan det korta huvudet utgår från linea aspera på lårbenet. Huvudena förenas i muskelbuken i nedre delen av låret och fäster med en gemensam sena på caput fibulae. Muskelns funktion är att extendera höftleden och medverka vid adduktion och utåtrotation, den utför även flektion i knäleden. (Behnke 2015, s. 229–234)

De två andra musklerna som hör till hamstringsmuskulaturen är **m. semitendinosus** och **m. semimembranosus**. Båda musklerna har sitt ursprung på tuber ichiadicum. M. semitendinosus utgörs av en kraftig sena i den distala delen och fäster på den mediala delen av skenbenet som en del av pes anserinus. M. semimembranosus namn kommer från att den proximala delen utgörs av en tunn aponeurotisk sena och fäster på skenbenets mediala kondyl. När hamstringsmuskulaturen kontraherar vid ett fritt hängande ben är resultatet

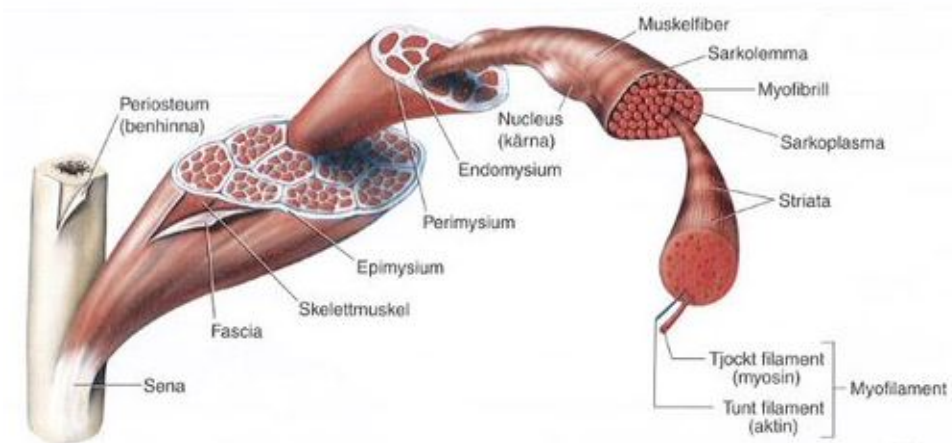
extension i höftleden och flexion i knäleden. Men vid gång och löpning används musklerna även för att bromsa när benet förs fram (höftflexionen) och accelerera benet bakåt. (Bojsen-Möller 2000 s. 271–272)



Figur 2. Baklårets muskler (Behnke 2015, s.232).

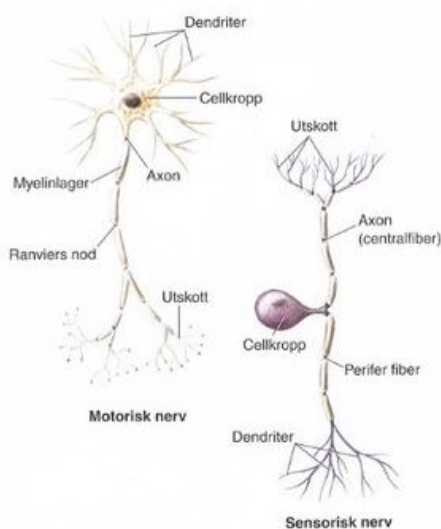
2.1.2 Det neuromuskulära systemet

Skelettmusklerna består av muskelfibrer som bildar muskelbuken. Varje muskelfiber består av flera myofibriller, vilka i sin tur består av omväxlande aktin- och myosinfilament som har en sammandragande förmåga. Det finns två huvudtyper av muskelfibrer, snabba och långsamma. I de flesta skelettmusklerna finns det av båda fibertyperna, men detta är även beroende på ärftlighet, funktion och i liten grad vilken träningsform man sysslar med. (Behnke 2015, s. 22–35)



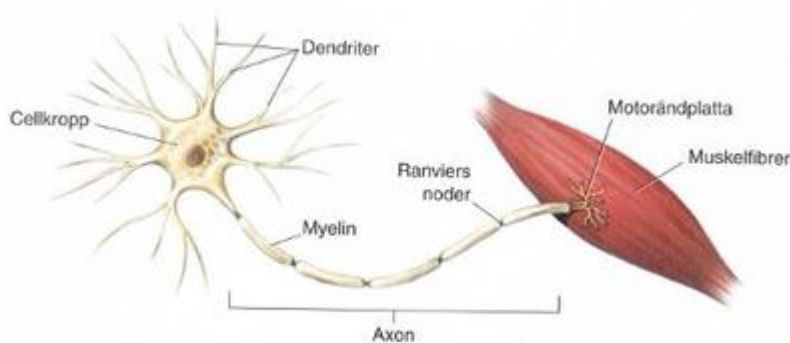
Figur 3. Muskeluppbyggnaden (Behnke 2015, s.25).

För att muskeln ska kontraheras krävs en stimulering från nervsystemet. Skelettmuskulerna får impulser från hjärnan genom motoriska nerver, som hör till det perifera nervsystemet. Nerven består av en cellkropp med två eller flera utskott. Utskott som leder till cellkroppen kallas dendriter medan utskott som leder impulser från cellkroppen kallas axon. Utskotten kan bli mycket långa, upp till en meter, och kan variera i tjockhet. Ju tjockare utskotten är, desto snabbare leds impulsen genom dem. Vissa axon täcks även av en myelinskida som gör att impulsen leds snabbare genom dem samtidigt som de ändå kan bibehålla sin tjocklek. De tjockaste myeliniserade nerverna kan leda impulsen upp till 80 m/s. (Bojsen-Möller 2000 s. 62–63)



Figur 4. Nervens uppbyggnad (Behnke 2015, s.29).

En motorisk nerv och alla de muskelfibrer som den inriverar kallas en motorisk enhet. Antalet muskelfibrer per nerv kan vara allt från 10 upp till 2000. En motorisk nerv tar information från omgivande vävnad genom dendriterna. Informationen eller impulsen går sedan via cellkroppen och ut genom axonet till muskelfibrerna. I slutet av axonet finns en struktur som består av utskott och står i väldigt nära förbindelse med muskelfibrerna. Mellan utskotten och muskelfibrerna finns en kontaktförbindelse, synaps, som även kallas den neuromuskulära förbindelsen. Ju lägre antal muskelfibrer nerven ger impulser till, desto högre antal motoriska enheter krävs för att stimulera alla muskelfibrer i en muskel. Dessa är sådana muskler som används för finmotoriska rörelser, exempelvis handens eller ögats muskulatur. Muskler som utför större rörelser har därmed ett väldigt högt antal muskelfibrer per motorisk enhet. (Behnke 2015, s. 22–35)



Figur 5. Nerv och muskel (Behnke 2015, s.34).

Om ett stimuli från nerven är tillräckligt kraftig för att nå en muskelfibers tröskel kontraheras alla muskelfibrer som nerven stimulerar enligt “allt eller inget” -teorin. En muskelfiber kan inte kontraheras delvis. Beroende på vilken aktivitet och vilken kraft som behövs till utförandet sker olika grader av muskelkontraktion. Graderingen är beroende av antalet motoriska enheter som aktiveras och frekvensen av stimuli som de får. Ifall det krävs större kraft, behöver flera motoriska enheter aktiveras. Dessutom blir kontraktionen kraftigare ifall impulser skickas så snabbt att muskelfibrerna inte hinner slappna av efter föregående kontraktion. (Behnke 2015, s. 22–35)

2.1.3 Agonist- antagonist förhållande

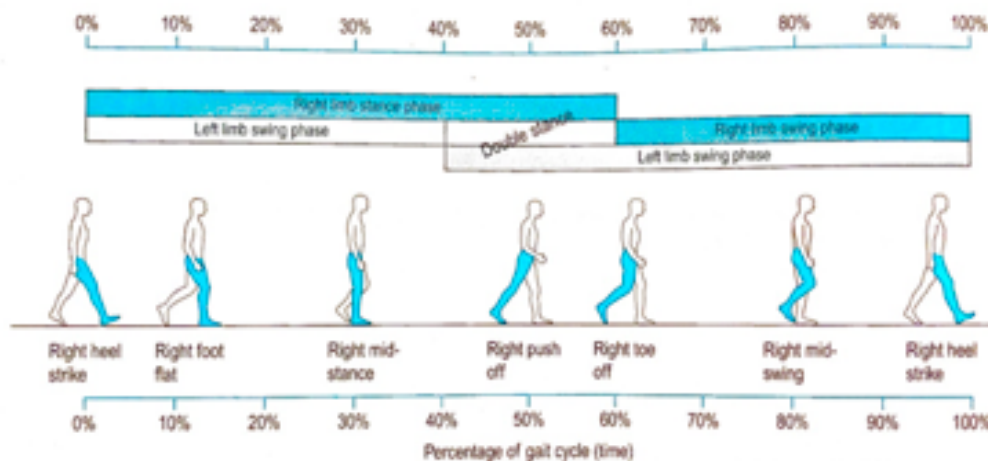
Den muskeln som har det största ansvaret för skapandet av en viss rörelse kallas agonist. Ibland fungerar två muskler som agonister om båda starkt utför en specifik rörelse. Antagonister är muskler som skapar en motsatt rörelse till huvudmuskeln vilket betyder att antagonistmuskeln är avslappnad och uttöjd då agonistmuskeln är aktiv och kontraherad. Dock sker vanligtvis en liten kontraktion i antagonistmuskeln under en rörelse. Antagonistmusklerna fungerar ofta som agonistmuskler i en annan rörelse och tvärtom. Ifall agonist- antagonistparet är i obalans kan det leda till mer spänning på leden orsakat av den mer utvecklade muskeln. Detta kan i sin tur orsaka stela rörelser och minskat rörelseomfång. Därför är det viktigt att agonist- antagonistparet används, tränas och utvecklas jämnt. (Marieb et al. 2017 s. 304)

Muskelkontraktion kan definieras som en sammandragning av det agonist- och antagonist muskelpar vilket korsar en led. Muskelkontraktionen är ett sätt att mäta motorisk kontroll och kan ge en förståelse över effekten av åldrandet hos människor. Hos äldre jämfört med unga vuxna krävs det till exempel en väsentligt större ansträngning att genomföra vardagliga aktiviteter såsom gång, trappgång uppför och nedför. Orsaken till detta är att äldre vuxna har en ökad muskelkontraktion för att kunna motverka bland annat sämre balans och stabilitet som är en effekt av åldrande. (Chandran et al. 2019)

Chandran et al. (2019) har undersökt om det finns skillnader mellan unga och äldre vuxna gällande muskelkontraktion i nedre extremitetens agonister och antagonister under gång och trappgång uppför samt nedför med hjälp av EMG. Studien visade att äldre jämfört med unga vuxna hade 18–22% större muskelkontraktion i vastus lateralis och biceps femoris under hela cykeln i trappgång. Äldre vuxna hade även större muskelkontraktion (17–29%) under pendlingsfasen för gång och trappgång för samma muskler. Under alla tre aktiviteterna hittades inte någon skillnad i tibialis anterior och gastrocnemius muskelkontraktion mellan de två åldersgrupperna.

2.2 Gångcykeln

Gångcykeln innebär en tidsperiod där en full sekvens av händelser inträffar och den kan mätas från vilket moment som helst i gångcykeln (Everett & Kell 2010 s. 176). I figur 1 visas gångcykeln på plant underlag från början till slut.



Figur 6. Gångcykeln (Everett & Kell 2010 s. 176).

Stödfasen innebär den tidsperiod i vilken det beaktas att benet är i kontakt med golvet. Under gång finns alltid en tidsperiod där båda fötter är i kontakt med golvet samtidigt, detta kallas för dubbelt stöd. Stödfasen är den mest komplexa och det kan argumenteras att den är den viktigaste fasen för gången. Under stödfasen måste benet ge ett stöd till kroppsvikten, främja balans samt tillåta framdrivning. Det stödjande benet har en roll i att kompensera ojämn mark och när den är korrekt placerad möjliggör det att en riktig pendlingsfas för det motsatta benet kan äga rum. Stödfasen kan delas in följande steg. (Everett & Kell 2010 s. 176–177)

Vid normal gång tar det ledande benet först kontakt med golvet genom ett hälnedslag. Vid hälnedslaget är det följande benet också i kontakt med golvet vilket ger en position med dubbelt stöd. I det här ögonblicket är hela kroppens tyngdpunkt som lägst och fotgängaren är som mest stabil. (Everett & Kell 2010 s. 177)

I det ögonblick då det stödjande benet kommer i kontakt med golvet tar det emot kroppsvikten. Då foten sätts ner har hela foten kontakt med golvet vilket tillåter den att ta emot kroppsvikten medan mittersta delen av stödfasen äger rum. Under hälnedslaget och då foten läggs ner platt sker en snabb belastning på benet. (Everett & Kell 2010 s. 177)

Under mittersta delen av stödfasen förs kroppen framåt över det stödjande benet medan det motsatta benet är i pendlingsfasen. Hela kroppens tyngdpunkt förflyttar sig bakifrån framför det stödjande benet och det är i denna fas som tyngdpunkten höjs till sin högsta punkt i relation till den stödjande ytan. I denna position är fotgängaren som minst stabil på grund av den lilla stödytan och den relativt höga tyngdpunkten. (Everett & Kell 2010 s. 177)

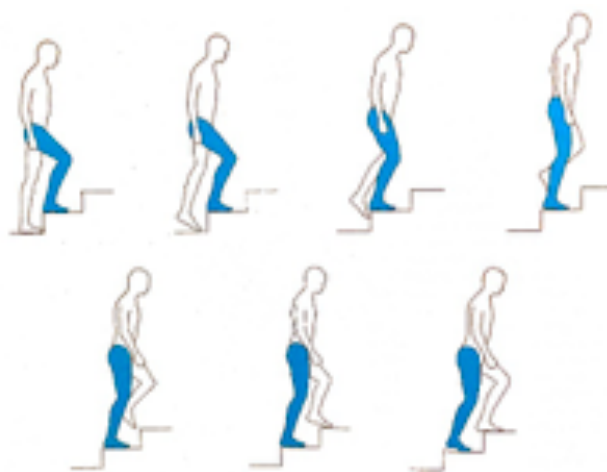
”Heel off” sker då hälen lyfts ifrån golvet. ”Toe off” är det ögonblick precis innan foten lyfts ifrån golvet. Mittersta delen av stödfasen och fasen då hälen lyfts från golvet sker i snabb följd och är gjord för att förflytta kroppen framåt och avsluta stödfasen. Efter att hälen lyfts från golvet sker en så kallad tåskuff vilket är en framdrivande fas. Slutligen sker ett ögonblick av ”toe off” där framdrivandet slutar, kontakten mellan tårna och golvet förloras och pendlingsfasen för samma ben inleds. (Everett & Kell 2010 s. 177–178)

Pendlingsfasen innebär den tidsperiod när benet inte är i kontakt med golvet och den kan indelas i tre steg. Accelerationsfasen innebär att kraften som skapas av höftböjarna och plantarflexorerna accelererar det icke viktbärande benet framåt. Mittersta delen av pendlingsfasen motsvarar mittersta delen av stödfasen och den är som kortast vid det ögonblick då det pendlande benet passerar förbi det stödjande benet. Fart-minskningsfasen är det sista skedet av pendlingsfasen där benets nedre muskler arbetar för att minska hastigheten på det pendlande benet i förberedelse för hälnedslag. Muskelaktiviteten i denna fas är oftast excentrisk och kräver mindre energi än de tillfällen i gång-cykeln där koncentrisk aktivitet behövs för att accelerera benet. Under pendlingsfasen rör sig det pendlande benet framför det stödjande benet så att framåtskridande steg framåt kan äga rum. För att pendlingen skall ske framgångsrikt måste benet förkortas tillräckligt för att möjliggöra att foten hålls ifrån marken. Detta uppnås normalt genom böjning i höft- och knäled samt dorsalflexion av vristen. (Everett & Kell 2010 s. 178)

Tao et al (2012) har undersökt hur man kan dra nytta av textil-EMG vid analysering av gångcykeln. Enligt skribenterna kan man tillämpa gånganalys med användning av bärbara sensorer inom sport, rehabilitering och klinisk diagnostik. Användningen av bärbara sensorer vid gånganalys förväntas att spela en allt viktigare roll i kliniska tillämpningar i framtiden till följd av utvecklingen av sensorteknologi och analysmetoder.

2.2.1 Gångcykeln i trappgång

Vid gång uppför och nedför trappor finns liknande mönster för ledrörelse och muskelfunktion men denna aktivitet är mycket mer krävande än gång eftersom rörelseomfånget för höft- och knäled är större och det finns en betydande förflyttning av tyngdpunkten. I gång uppför och nedför trappor sker en stödfas, pendlingsfas samt en period av dubbelt stöd. I figur 7 och 8 visas gångcykeln uppför och nedför trappor. (Everett & Kell 2010 s. 185)

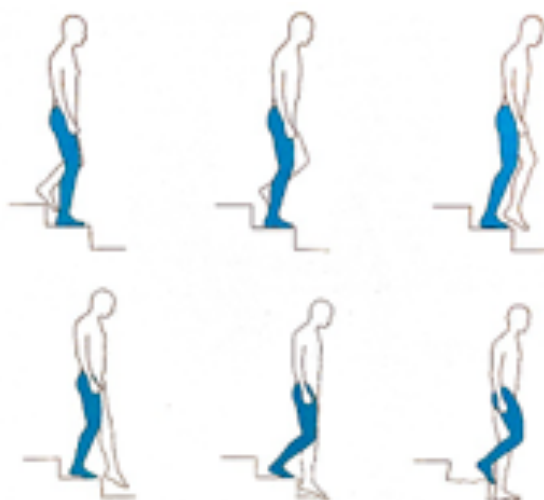


Figur 7. Rörelsemönstret för gång uppför trappor (Everett & Kell 2010 s. 186).

Stödfasen vid gång uppför trappor startar i det ögonblick då foten har kontakt med trappsteget ovanför. Denna fas är normalt lika lång eller längre än stödfasen vid gång på plant underlag. I gång uppför trappor överförs vikten inledningsvis på den främre delen och mittersta delen av foten för att sedan överföra vikten till resterande delen av foten i förberedelse för full vikt bäring. Till skillnad från gång på plant underlag sker ett hälnedslag

vid stödfasens början. Då vikt överförs till foten och benet sker en stark koncentrisk sammandragning av höft- och knästräckarna för att sträcka det ledande benet samt för att förflytta kroppen upp till och över trappsteget. Quadriceps femoris muskelgruppen genererar den största kraften och vadmuskulaturen arbetar även under stödfasen för att flytta skenbenet bakåt på språngbenet. Då den ensamma stödfasen ingår arbetar höftabduktorer starkt för att undvika att bäckenet släpps över till den icke stödjande sidan samt för att dra bålen åt sidan över det stödjande benet. I den senare delen av stödfasen när kroppsvikten ligger fullt på det stödjande benet och knäleden är utsträckt arbetar quadriceps femoris muskelgruppen isometriskt för att upprätthålla ledpositionen medan tyngdpunkten förflyttas framför det stödjande benet. I den sista delen av stödfasen sker en plantar flexion producerad genom en stark sammandragning av vadmuskulaturen för att förflytta kroppen framåt och uppåt till det ben som skall bli det nya vikt bärande benet. Vid detta skede är det minimal aktivitet i höft- och knästräckarna. (Everett & Kell 2010 s. 186–187)

I gång uppför trappor under pendlingsfasen så måste det pendlande benet pendla förbi det mellanliggande trappsteget och över till följande trappsteg varvid fotens ställning måste intas innan foten kan placeras på det steget. För att detta skall kunna ske måste det ske en böjning av alla större leder i benet. Tidigt under pendlingsfasen böjs höftleden och hamstringsmuskulaturen böjer knäleden för att dra benet och foten bakåt för att uppnå fri rörlighet från trappstegen. Vid mellanskedet av pendlingsfasen sammandras inte längre knäböjarna eftersom höftleden är tillräckligt böjd för att försäkra fri rörlighet från trappstegen. Vid detta skede kan det förekomma excentriskt arbete av quadriceps femoris muskelgruppen för att kontrollera oönskad böjning av knäleden. I det senare skedet av pendlingsfasen sammandras hamstringsmuskulaturen igen för att öka böjningen av knäleden så att foten klarar av att föras till det översta trappsteget där den till slut kommer att placeras. För att uppnå kontakt med trappsteget så måste foten sänkas ner till trappsteget, detta uppnås genom lätt sträckning av höftleden kontrollerad genom excentrisk aktivitet av höftledsböjarna. Genast före foten har kontakt med trappsteget arbetar dorsal flexorerna excentriskt för att sänka främre delen av foten till trappsteget så att viktöverföring kan ske till främre delen av foten. (Everett & Kell 2010 s. 187)



Figur 8. Rörelsemönstret för gång nedför trappor (Everett & Kell 2010 s. 188).

I gång nedför trappor kan stödfasen delas in i två delar; den vikt bärande fasen och sänkingsfasen. Under den vikt bärande fasen sker den inledande fotkontakten med fotens främre del samt utsidan av foten. Höftleden håller en väldigt liten böjning och knäleden kan böjas upp till 50° för att dämpa den omedelbara kontakten mellan fot och trappsteg. Detta är kontrollerat genom excentriskt arbete av höft- och knäledssträckarna. Quadriceps femoris muskelgruppen sammandras sedan koncentriskt för att sträcka knäleden ungefär 10° medan bålen rör sig horisontellt för att bära tyngdpunkten över det vikt bärande benet. För att flytta kroppsvikten neråt till nästa trappsteg medför detta en kontrollerad höft- och knäledsböjning samt dorsalflexion för vristleden. Detta involverar i huvudsak excentrisk aktivitet för quadriceps femoris muskelgruppen samt i lägre grad även för vadmuskulaturen och höftledssträckarna. Den vikt bärande vristen är i maximal dorsalflexion medan kroppsvikten tenderar att tvinga rörelsen vidare. Genom hela denna fas upprätthåller höftabduktorerne på den vikt bärande sidan bäckenets nivå och drar bålen över det vikt bärande benet. (Everett & Kell 2010 s. 187)

I gång nedför trappor under pendlingsfasen måste benet lyftas från det högre trappsteget och svingas framåt och neråt för att passera förbi mellansteget tills det är i position att kunna ta emot vikt inför nästa cykel. Höft- och knäledsböjarna arbetar koncentriskt för att lyfta foten från det högre trappsteget och föra benet framåt. Därefter börjar benet sträckas för att bli redo för placering av foten. Detta sker genom att höftledsböjarna arbetar

excentriskt så att höftledssträckning kontrolleras och genom att hamstringsmuskulaturen arbetar excentriskt så att sträckning av knäleden fördröjs. Vristleden släpps i en plantarflexion kontrollerad av de främre skenbensmusklerna vilka utför excentriskt arbete. Höftens ipsilaterala abduktorer sammandras precis före slutet av pendlingsfasen i förberedelse för att upprätthålla bäckenets nivå under vikt bäring. (Everett & Kell 2010 s. 187–188)

Andelen ledrörlighet som krävs för gång uppför och nedför trappor beror på trappstegshöjden. För trappsteg i standard höjd (16,5cm) måste höftleden vara kapabel till att röra sig mellan full sträckning och ungefär 60° böjning. Rörligheten som krävs för knäleden är mellan 0–100° böjning och vristleden kräver full dorsalflexion. (Everett & Kell 2010 s. 188)

Perioden av största muskelkraft och största instabilitet sker samtidigt vid gång uppför trappor i början av pendlingsfasen. Höft- och knäleden för det vikt bärande benet är i en betydande böjd position och en betydande ansträngning behövs av musklernas ledsträckare för att lyfta kroppen. Samtidigt måste man sträva till att upprätthålla balansen. (Everett & Kell 2010 s. 188)

Lencioni et al. (2019) hade 50 friska personer från åldern 6–72 deltagare i deras studie, där de använt sig av tre typer av metoder för att beskriva mänsklig rörelse; kinematisk, kinetisk och elektromyografisk datainsamling. Man har undersökt gång på plant underlag med olika hastigheter, tå- och hälgång samt trappgång uppför och nedför. Skribenterna har kommit fram till att den data som samlats in från försökspersoner i olika åldrar kan användas för framtida studier eller som referens för att analysera till exempel patologisk gång.

2.3 Elektromyografi

När musklerna kontraherar utger de små elektriska signaler, dessa kan mätas med specifika sensorer och mätinstrument med tekniken som kallas elektromyografi (EMG). Denna mätningssmetod kan användas för att evaluera muskelns funktion, trötthet, kapacitet och

kraftproduktion. Man kan även få fram och analysera mönster och biomekaniken i människans rörelser, och på det sättet hitta problem eller avvikelser i det neuromuskulära systemet. (Myontec 2018) Idag används elektromyografi bland annat på sjukhus, bland idrottare och inom fysioterapin (Kauranen & Nurkka 2010 s.303–304).

2.3.1 EMG-mätning

Med elektromyografi som undersökningsmetod registrerar och undersöker man musklernas aktionspotential och elektroniska aktivitet (Kauranen & Nurkka 2010 s. 303). Elektromyografi ger information om muskeln är aktiv eller inte. Man kan se varaktigheten för aktiviteten i musklerna, och i takt med att den elektriska spänningen ökar kommer signalerna också att ge en indikation över hur mycket kraft som genereras. Även i muskler som är stilla sker en liten elektrisk aktivitet. (Everett & Kell 2010 s. 238–239)

Muskelns elektriska potential, även kallad aktionspotential, resulterar i att en liten mängd elektrisk spänning sprids från muskeln mot huden. Med hjälp av elektroder kan man mäta denna spänning. Ju närmare elektroden är mot muskeln desto större signal registreras. Signalerna kan variera mellan 100 mikrovolt och 5 millivolt. Ibland kan oönskad elektrisk aktivitet från andra källor än muskeln överväldiga den önskade signalen, vilket kan bli ett problem vid mätningen. (Everett & Kell 2010 s. 238)

EMG-signalen uppsamlas med hjälp av elektroder av olika sorter. Det finns till exempel yt-, nål-, trådelektroder samt elektroder som är integrerade i kläder (Kauranen & Nurkka 2010 s. 307). I vårt examensarbete har vi använt oss av smartshorts, som tillhör den sistnämnda kategorin.

2.3.2 EMG & fysioterapi

I fysioterapin används ofta EMG inom olika gång-, biofeedback- och ergonomiundersökningar. I många fall handlar det om att man vill ta reda på om muskeln är aktiverad när den ska vara det, eller tvärtom; om muskeln är aktiverad när den inte ska vara det. Utöver detta kan man kontrollera ifall det sker normal aktivitet i muskeln och om den är i symmetri med samma muskel på tex. andra benet. Även muskelns uthållighet

eller trötthet kan undersökas med elektromyografin. (Kauranen & Nurkka 2010 s. 304–307)

I ett postoperativt skede eller efter en skada kan EMG-mätning med smartshortsen underlätta rehabiliteringen eftersom man får information om det obalanser och svagheter i det skadade benet, och kan med hjälp av den infon utföra en framgångsrik rehabilitering (Myontec 2018). Elektromyografi kan även vara till nytta vid utlärnin g av muskelavslappning, för att ge biomekanisk feedback till klienten och vid uppföljning av terapin. Inom neurologin används EMG mestadels när man diagnostiserar neurologiska klienters patofysiologiska status. (Kauranen & Nurkka 2010 s. 307) Enligt van Melick et al. (2016) kan man eventuellt genom elektromyografisk feedback minska på smärtan efter ACRL operation.

2.3.3 Smarttextiler

Enligt Bengs et al. (2017) kan man genom att använda tekniska kläder som innehåller integrerade elektroder bekvämt, smidigt och reliabelt mäta skelettmuskulaturens muskelaktivitet i realtid i vardagliga sysslor utanför laboratoriemiljö. Finni et al. (2007) påpekar att elektroder integrerade i textiler är en relativt ny teknologi, men mätningar med smart textiler håller hög reliabilitet och ger samma resultat som mätningar utförda med traditionella EMG mätmetoder. Även Colyer & McGuigan (2018) har undersökt validiteten och reliabiliteten av textil-EMG. I forskningen testades olika dynamiska övningar där alla övningar gjordes i två omgångar med textil-elektromyografi kontra yt-elektromyografi. Enligt skribenterna tycks textil-EMG tillhandahålla ett praktiskt alternativ istället för mätningar i kontrollerade laboratorieförhållanden eftersom textilelektroder inbäddade i shorts gav jämförbara resultat med yt-elektromyografi vid mätning av dynamiska övningar.

Med hjälp av smarttextiler får man tillförlitlig information om muskelaktiviteten i realtid och kan även analysera data i efterhand. Tack vare små lätta trådlösa EMG enheter, med hög frekvens samplingshastighet och minne, fästa i shortsens kan man lätt mäta muskelaktiviteten i utförandet av olika aktiviteter. (Myontec 2018)



Figur 9. Myontec smartshorts (Fotograf Dagny Bengs 2016)

Tack vare programvaran Muscle monitor kan man se muskelaktiviteten i realtid på en dator. Data uppsamlad från smartshortsen visar olikheter i muskelaktiviteten i fram- och baklår samt på höger och vänster sida. Detta visas med hjälp av trafikljussystem där grönt betyder att asymmetrin mellan höger och vänster bens muskelgrupp är under 9%. Visas gul färg är asymmetrin mellan 9–18% och ifall röd färg visas är asymmetrin mer än 18%. Vid röd färg är skaderisken högre och man borde tänka på utförandet för att undvika skador. (Myontec 2018)

3 SYFTE OCH FRÅGESTÄLLNING

Syftet med studien är att få information och data om hur muskelaktiviteten i lårmuskulaturen skiljer sig åt vid vanlig gång och trappgång, samt att se hur pulsen reagerar under testernas gång och få reda på hurudant samband det eventuellt finns mellan pulsen och muskelaktiviteten i de olika deltesterna. Våra forskningsfrågor är:

- I. Hur skiljer sig muskelaktiviteten åt vid gång på plant underlag, trappgång nedför och trappgång uppför?

- II. Hur reagerar pulsen i
 - a. Gång
 - b. Trappgång nedför
 - c. Trappgång uppför

4 METOD

I detta examensarbete använder vi oss av en kvantitativ metod. En kvantitativ studie innebär att de data som samlas in omvandlas till tal. Många enheter undersöks vilket förutsätter att den data som samlas in standardiseras för att effektivisera datainsamlingen. (Jacobsen 2012, s. 72) När man vill analysera siffror och uppgifter som kan betecknas med siffror fungerar kvantitativ metod bäst (Eliasson 2018 s. 27–29).

4.1 Testdeltagare

I testet deltog 31 frivilliga personer, 13 män och 18 kvinnor i åldern 19–30 år. Variationer mellan deltagarnas vardagliga aktivitetsnivå och motionsvanor fanns. För att få delta i undersökningen krävdes att deltagarna vara friska över 18 åriga studeranden från Arcada Yrkeshögskola. Personerna fick inte ha haft en akut skada i nedre extremiteten vilken behövt läkarbesök under de senaste tre månaderna eller ha genomgått en operation i nedre extremiteten under de senaste sex månaderna. Testdeltagarna rekryterades genom plancher på infotavlor i skolan och vid skolans studentbostadshus, utskickat email och besök till klassrum. Alla personer som var intresserade att delta i vår undersökning uppfyllde kriterierna.

4.2 Beskrivning av testet

Vårt test med smartshortsen bestod av tre fysiska delmoment samt mätning av muskelaktivitetsnivån i vila, mellan de fysiska testen fick deltagarna en vilotid på cirka fem minuter. Vid alla delmoment mättes förutom muskelaktiviteten även pulsnivån och självuppskattad belastningsnivå enligt RPE-skalan (bilaga 5). Testet utfördes under maj månad

2019 i Arcadas nya idrottshall och trapporna som finns i samma byggnad. Deltagarna hade på förhand fått ett följebrev (bilaga 2) utskickat till sin mail där testet beskrevs och det framkom att testet är frivilligt att delta i och man får avbryta testet i vilket skede utan att behöva ha en orsak ifall det känns så. Innan testet började fyllde deltagarna i en förhandsenkät (bilaga 4) och ett informerat samtycke (bilaga 3). Vi förklarade efter det muntligt hur testet kommer att se ut och bad deltagarna att sätta på sig inneskor. Testdeltagarna fick avgöra vilken storlek på shortsens och pulsbälte som passade dem, storleken kontrollerades även av undersökarna. Elektrodena på shortsens och pulsbältet vättes med vatten innan testdeltagaren tog på sig dem i avsikt att resultatet skulle bli så reliabelt som möjligt. Efter detta sattes bluetooth-sändaren på plats på shortsens och undersökarna kontrollerade att signal fanns mellan datorn och sändaren samt signal mellan pulsbälte och –klocka.

4.2.1 EMG- och pulsmätning i vila

Testet började med muskelaktivitets- och pulsmätning i vila genom att deltagaren låg stilla på rygg på en gymnastikmatta med en mjuk rulle under knäna för att få lårens muskulatur i ett mer avslappnat läge. Deltagaren fick blunda om hen ville det. Vilovärdena mättes under en minut.

4.2.2 Gång på plant underlag

Det första fysiska delmomentet var gång på plant underlag. Gångtestet utfördes i Arcadahallen längs basketbollplanens yttre kantlinjer. Deltagaren gick först 2,5 varv motsols, svängde sedan och gick tvärs över salen genom mittpunkten och bytte håll och gick 2,5 varv medsols. Bytet av gångriktning gjordes för att få så tillförlitliga resultat av muskelaktiveringen i höger respektive vänster ben som möjligt och ingen sidoskillnad på grund av gång endast åt ett håll.

Innan testet påbörjades fick deltagaren muntliga instruktioner om utförandet, samtidigt mättes startpuls. Vid klartecken fick personen starta och uppmanades att gå i sin normala gångtakt runt i salen. När testdeltagaren gått sträckan färdigt mättes pulsen igen och deltagaren fick utvärdera den fysiska belastningsnivån enligt Borgs RPE-skala (bilaga 5). Sammanlagt blev gångtestet 462 meter.

Enligt Kauranen & Nurkka (2010, s. 387) kan gångtest utföras endera med bestämd gånghastighet eller med egen fri gånghastighet. Båda har sina för- och nackdelar men när man endast utför testet en gång passar fri gånghastighet bäst. Positivt med fri gånghastighet är att testpersonen går i en så normal gångstil för personen som möjligt. Att en utomstående övervakar utförandet kan ändå delvis göra att gången blir så kallad mer klinisk, därför är det bra att betona vikten av en naturlig gång till testpersonen.

4.2.3 Trappgång nedför

Följande fysiska delmomentet utfördes i trapporna bredvid Arcada-hallen. Deltagaren började vid åttonde våningen och gick ner till andra våningen. Innan testet började mättes startpulsen och testpersonen uppmanades att gå i egen takt nedför trapporna på varje trappsteg utan att springa eller hoppa. Deltagaren fick starta vid klartecken och pulsen mättes samt belastningsnivån utvärderades enligt RPE-skalan efter att hen kommit ner till andra våningen. Sammanlagt bestod testet av 112 trappsteg (6 våningar).

4.2.4 Trappgång uppför

Det sista delmomentet i vår undersökning bestod av trappgång uppför. Deltagaren började på andra våningen och gick upp till den åttonde. Startpulsen mättes på deltagaren före hen påbörjade testet och uppmanades att gå i egen takt uppför trapporna på varje trappsteg. När testdeltagaren nått åttonde våningen mättes pulsen igen och hen fick uppskatta belastningsnivån enligt RPE-skalan.

4.3 Data-analys

För varje testdeltagare skapades en egen profil med numrering 1–31 i pc-programmet Muscle Monitor. Efter att testningarna avslutades överfördes den insamlade data från smartshortsen till en excel-tabell. Pulsvärden och den självuppskattade belastningsnivån för de olika delmomenten bifogades till excel-filen, även deltagarnas bakgrundsinformation omvandlade till numeriska värden och lades till. Analysen av

resultaten skedde genom dataprogrammet SPSS där korrelationskoefficient, standardavvikelse (SD) och övriga skillnader räknades ut.

För att analysera reliabiliteten av testerna och smartshortsen använde vi oss av Pearsons korrelationskoefficient (r). Denna kan vara mellan -1 och $+1$, där 0 betyder att det inte finns något samband och ju större talet är på plussidan desto högre test-retest reliabilitet. Ifall resultatet för flera testdeltagare liknar varandra vid de två mättillfällena kommer resultatet ligga nära $+1$. Om värdet skulle visa negativt är testet inte stabilt över tid. (Hassmén & Hassmén 2008 s. 125)

4.4 Etiska överväganden

För att en vetenskaplig forskning ska vara tillförlitlig och etiskt godtagbar samt resultaten trovärdiga bör en god vetenskaplig praxis följas genom hela arbetet (Tenk 2012). Det finns tre grundläggande krav som en undersökning ska tillfredsställa, dessa är informerat samtycke, krav på skydd av privatlivet och krav på att bli korrekt återgiven (Jacobsen 2012, s. 32). Enligt Forskningsetiska delegationen Tenk (2012) bör hederlighet, allmän omsorgsfullhet och noggrannhet i undersökningen och presentationen av resultaten tas. Vid publicering av resultaten ska även öppenhet och ansvarsfull kommunikation tillämpas (Tenk 2012).

I vår undersökning har en god vetenskaplig praxis följts under hela arbetsprocessen. Testdeltagarna fick information om testets uppbyggnad både skriftligt och muntligt och skrev under ett informerat samtycke (bilaga 3) där det framkom att testerna är frivilliga och det är tillåtet att avbryta testen när som helst utan att man desto vidare måste förklara sig. Vi som undersökare kontrollerade att personerna var friska och lämpade sig för testerna genom hälsoenkäten (bilaga 4). All information och data som har samlats in har hållits konfidentiell mellan testdeltagarna och undersökarna. Anonymitet för testdeltagarna har försäkrats genom att varje deltagare fick en individuell kod inför testningen. Analyseringen av data presenteras i större statistiska helheter vilket omöjliggör igenkännandet av enskilda testpersoner. Ett forskningslov för undersökningen har fått av Yrkehögskolan Arcadas etiska råd.

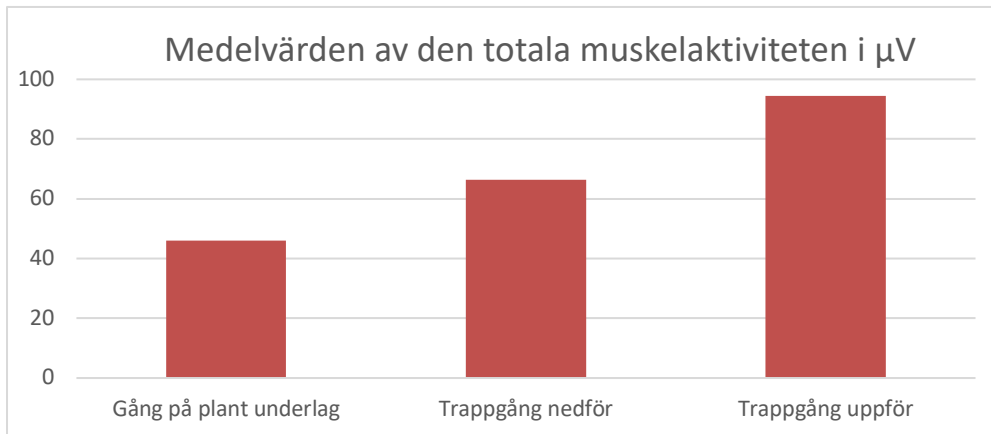
5 RESULTAT

I vår undersökning deltog 31 personer (N=31), varav 18 kvinnor och 13 män. Alla deltagare fyllde kriterierna om att inte ha haft en akut skada i nedre extremiteten som krävt läkarbesök under senaste tre månaderna eller ha genomgått en operation i nedre extremiteten under det senaste halvåret. Testdeltagarnas bakgrundsinformation finns beskriven i tabell 1 nedan. Medelåldern på testdeltagarna var strax över 23 år och deras BMI var i medeltal 24,61.

Tabell 1. Testdeltagarnas bakgrundsinformation

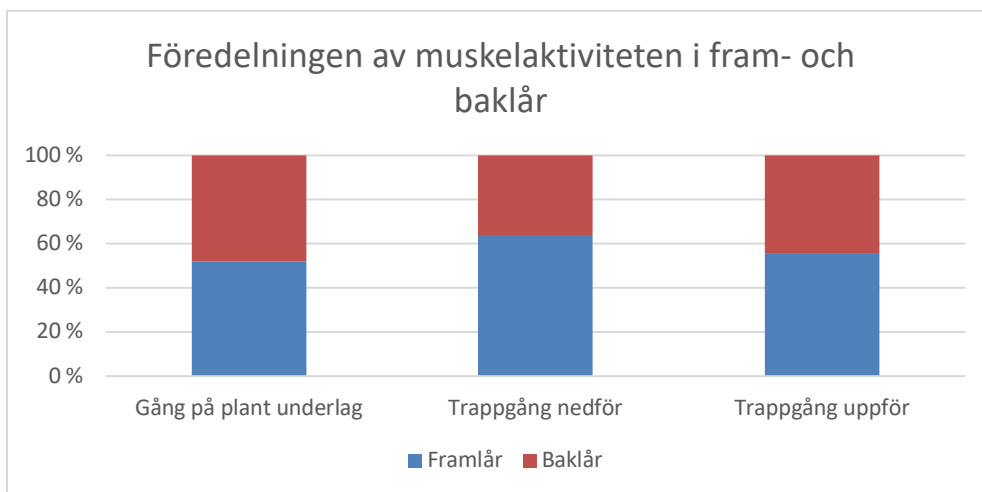
<i>N=31 (K=18, M=13)</i>	<i>Minimum</i>	<i>Maximum</i>	<i>Medelvärde</i>
<i>Ålder (år)</i>	19	30	23,29
<i>Längd (cm)</i>	153	188	171,90
<i>Vikt (kg)</i>	46	106	72,97
<i>BMI</i>	19,15	32,00	24,6065

Resultaten från testerna visade att den totala muskelaktiviteten var som högst vid trappgång uppför där medelvärdet för testdeltagarna var 94,39 μV med en standardavvikelse (SD) på 19,976. Vid trappgång nedför var medelvärdet av muskelaktiviteten 66,32 μV och SD 11,751. Den totala muskelaktiviteten var som lägst vid gång på plant underlag, där medelvärdet för deltagarna låg på 46,00 μV och SD 7,866.



Figur 10. Medelvärdet av den totala muskelaktiviteten.

Som man ser i figur 11 nedan var aktiveringen av fram- och baklår relativt jämnt fördelat under alla tre deltesterna. Vid gång på plant underlag var muskelaktiviteten 52% framlår och 48% baklår. Trappgång uppför var nästan lika som vid normal gång, nämligen 55% framlår och 45% baklårsaktivering. En liten annorlunda trend kan man se angående muskelaktivitetsfördelningen i trappgång nedför där fördelningen var 64% framlår och 36% baklår.



Figur 11. Fördelningen av muskelaktiviteten i fram- och baklår.

Genom ett så kallat paired samples t-test ser man om de olika deltesterna statistiskt skiljer sig åt från varandra. I tabell 2 ser vi att medelskillnaden i muskelaktiviteten i par 1 mellan gång på plant underlag och trappgång nedför var $-20,323 \mu\text{V}$ med en SD på $10,537$. CI

95% lägre värde låg på -24,188 och det högre värdet på -16,458. Muskelaktiviteten skilde sig mest åt i par 2 där gång på plant underlag jämfördes med trappgång uppför, här var medelskillnaden -48,387 μV med en SD på 18,402. I detta pars jämförelse fick vi ett CI 95% lägre värde på -55,137 och högre värde på -41,637. I det tredje paret där trappgång uppför och trappgång nedför jämfördes fick vi ett medelvärde av muskelaktivitetsskillnad på 28,065 μV med SD 14,776. CI 95% lägre värde låg i denna jämförelse på 22,645 och det högre värdet på 33,484.

Tabell 2. Resultat från Paired samples t-test

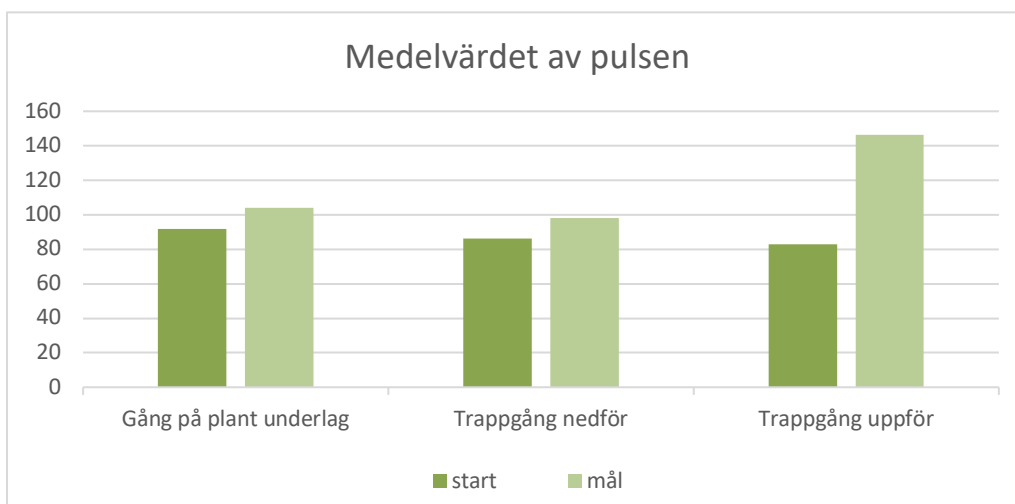
N=31	Medelvärde	SD	95% CI = Konfidens- intervallet av skillnaden		Signifikans
			Lägre	Högre	
Par 1	-20,323	10,537	-24,188	-16,458	p <0,001
Par 2	-48,387	18,402	-55,137	-41,637	p <0,001
Par 3	28,065	14,776	22,645	33,484	p <0,001

Korrelationen mellan gång uppför och nedför trappor var högst med Pearsons (r) = 0,679 (p <0,001). Mellan gång på plant underlag och trappgång nedför var Pearson (r) = 0,481 (p =0,006) och svagast var korrelationen för gång på plant underlag och trappgång uppför med Pearson (r) = 0,389 (p =0,031).

Tabell 3. Korrelationen mellan de olika deltesterna

(N=31)	Pearsons r	Signifikans
Gång på plant underlag och trappgång nedför	0,481	p = 0,006
Gång på plant underlag och trappgång uppför	0,389	p = 0,031
Trappgång nedför och trappgång uppför	0,679	p <0,001

Testdeltagarnas medelvärde av vilopulsen låg på 64,76 slag/min. Medelvärdet av pulsen när deltagarna startade det första deltestet, dvs gång på plant underlag, var 91,84 slag/min med en standardavvikelse (SD) på 15,031. Målpulsen i samma test var 103,87 slag/min med SD 13,129. Vid trappgång nedför var startpulsen 86,19 slag/min med SD 11,525 och pulsen när de kom i mål 98,29 slag/min med SD 12,796. Startpulsen vid trappgång uppför var 82,84 slag/min med SD 9,740 och målpulsen var 146,55 slag/min med SD 20,189. Med en pulsförhöjning på 63,71 slag/min visar resultaten att gång uppför trapporna är det mest belastandet för pulsen bland alla tre deltesterna. Vid gång på plant underlag och nedför trapporna var pulshöjningen relativt lika med en höjning på 12,03 slag/min respektive 12,1 slag/min.



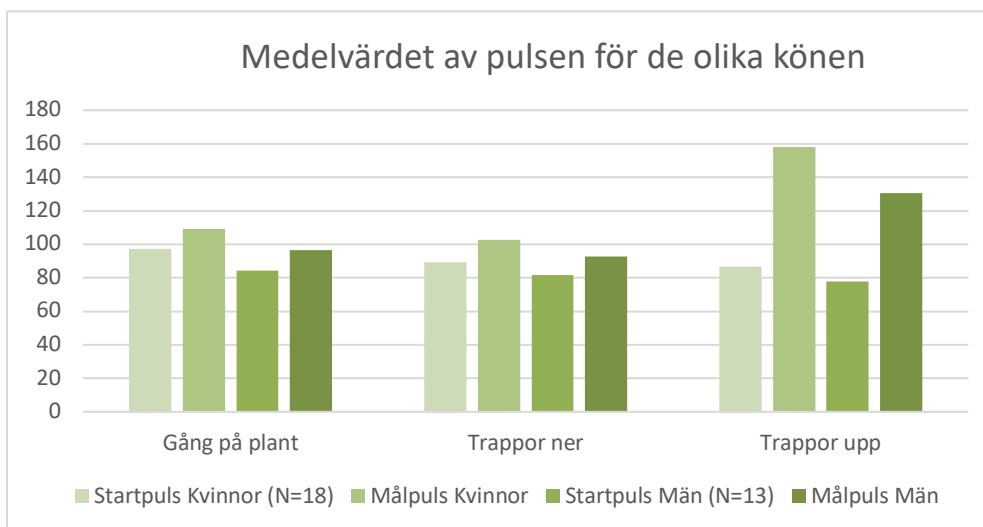
Figur 12. Medelpulsen vid de olika deltesterna.

Det fanns variationer i pulsen bland testdeltagarna, detta kan ses i tabell 4. Den största standardavvikelsen i medelvärdet kom vid mätningen av målpulsen vid trappgång uppför, medan den minsta standardavvikelsen i medelvärdet syns vid starten av samma deltest.

Tabell 4. Resultat av pulsmätningen i de olika deltesterna

N=31	Minimipuls (slag/min)	Maximumpuls (slag/min)	Medelpuls (slag/min)	SD
Gång plant Start	59	118	91,84	15,031
Gång plant Mål	80	131	103,87	13,129
Trappor ner Start	62	105	86,19	11,525
Trappor ner Mål	68	124	98,29	12,796
Trappor upp Start	66	102	82,84	9,740
Trappor upp Mål	91	178	146,55	20,189

En viss trend kan ses när medelvärdet av pulsen räknats ut bland de olika könen. Under alla deltest som utfördes kan man se att kvinnorna hade aningen högre puls än männen. Pulsen för båda könen stiger dock med ungefär samma tal, så resultatkurvorna bland männen och kvinnorna följs åt.

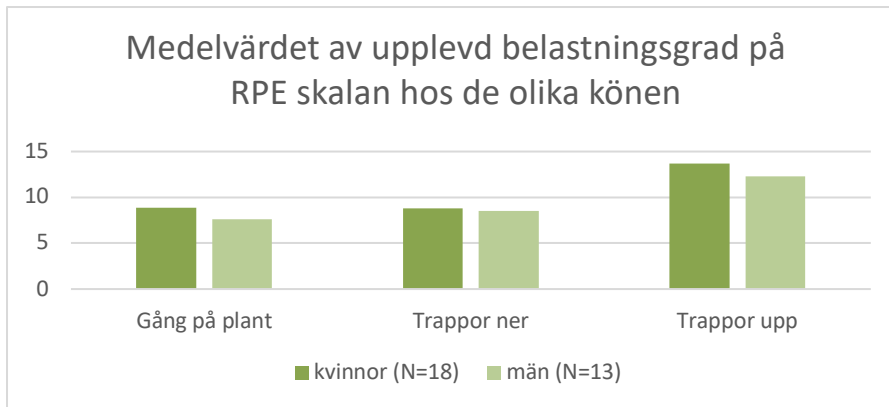


Figur 13. Medelvärdet av pulsen hos de olika könen.

Efter varje utförd deltest svarade testdeltagarna på hur den subjektiva belastningsnivån kändes enligt Borgs RPE skala. I tabell 9 och 10 visas resultaten.

Tabell 5. RPE utvärdering vid utfört deltest

N=31	Minimum	Maximum	Medelvärde	SD
Gång på plant	6	12	8,35	1,817
Trappgång ner	6	13	8,68	1,777
Trappgång upp	7	16	13,10	1,989



Figur 14. Medelvärdet av RPE uppskattning hos de olika könen.

6 DISKUSSION

I vår undersökning deltog 31 friska personer i arbetsför ålder. Vi hade representanter från båda könen med 18 kvinnor respektive 13 män. Skillnader bland testdeltagarnas bakgrundsinformation kunde konstateras bland annat i BMI och hur aktiva de var på fritiden. Syftet med vår studie var att få mera information om hur aktiveringen i lårmuskulaturen sker under en längre tid än som tidigare undersökts vid normal gång samt trappgång. Samtidigt ville vi se om det finns något samband med pulsen och muskelaktiviteten under testernas gång. Vi strävade till att få ett N-värde, dvs. deltagarantal, på minst 30 personer för att få ett mer sanningsgivande och trovärdigare resultat att utvärdera, vilket uppfylldes.

I vår resultatanalys framkom att den totala muskelaktiviteten var högst vid gång uppför trappor med medelvärdet 94,39 μ V, här var dock standardavvikelsen även störst (19,976)

vilket betyder att värdena finns spridna långt över och under medelvärdet av muskelaktiviteten. Vid gång nedför trapporna var medelvärdet av muskelaktiviteten 66,32 μV medan den var som lägst med 46,00 μV vid gång på plant underlag. Standardavvikelsen vid trappgång nerför var 11,751 medan den minsta standardavvikelsen på 7,866 kom från normala gången, vilket betyder att testdeltagarna hade den mest liknande muskelaktiviteten vid gång på plant underlag. Everett & Kell (2010 s. 185) påpekar att trappgång är mer krävande än vanlig gång eftersom rörelseomfånget för höft- och knäled är större och det finns en betydande förflyttning av tyngdpunkten. Detta korrelerar med resultaten från muskelaktivitetsanalysen i vår undersökning.

Vi jämförde den totala muskelaktiviteten i lårmuskulaturens testresultat genom ett paired samples t-test för att ta reda på om de olika deltesterna statistiskt skilde sig åt från eller liknade varandra. Eftersom signifikansen från alla par-jämförelser var $p < 0,05$ och 95% intervallet inte korsade 0 i någon av dem kan man konstatera att alla deltester skiljer statistiskt sett från varandra. Däremot liknade de linjära kurvorna varandra. Alla kurvor var nedåtgående och de flesta testdeltagare fanns innanför referensvärdena. Mätresultaten följde även samma trend så att de personer som hade högre muskelaktivitet hade gått på en snabbare tid och de som hade lägre muskelaktivitet hade gått på en långsammare tid. Trappgång uppför och trappor nedför var den par-jämförelse där test- retest reliabiliteten var som högst med Pearson (r)= 0,679 medan gång på plant och trappgång uppför var par-jämförelsen med den lägsta test- retest reliabiliteten där Pearson (r)= 0,389.

Medelvärdet av startpulsen sjönk lite efter varje deltest, vilket kan betyda att deltagarna till en början var lite nervösa och sen vartefter testet framskred blev mer bekväma med testsituationen. Resultatet från pulsmätningen visade att trappgång uppför var det betydligt mest påfrestande deltestet eftersom pulsen steg med nästan 64 slag/min jämfört med runt 12 slag/min vid gång på plant och trappgång nedför. Det var också vid trappgång uppför som den största variationen bland testdeltagarnas puls vid målgång kunde konstateras från mätningarna. Från detta resultat kan man anta att deltagarnas aktivitetsnivå eventuellt kan vara en påverkande faktor vid pulshöjningen när det blev fråga om en tyngre och mer påfrestande aktivitet, att gå upp för trappor kunde därmed fungera som en nyttig vardagsmotionsform. Bland könen kan en liten skillnad ses på pulsens medelvärde,

kvinnorna hade överlag en liten högre puls under alla testen men pulshöjningen från start till mål följer samma kurva hos båda könen.

Vid gång uppför trappor kan en viss koppling ses mellan muskelaktiviteten och pulsen. Man kan se en klar ökning på både den totala muskelaktiviteten och pulsen vid detta test jämfört med de andra. Däremot finns inte samma koppling vid trappgång nedför och gång på plant eftersom pulsen följde samma kurva och hölls på samma nivå under båda testutförandena medan den totala muskelaktiviteten var betydligt högre vid trappgång nedför än gång på plant underlag. Kauranen & Nurkka (2010) skriver att man endast förbrukar en liten mängd energi vid gång. Det betyder att muskelaktiviteten också måste vara låg eftersom det är i musklerna som energin används, vilket kan förklara den lägre muskelaktiviteten vid gång på plant underlag jämfört med gång nedför trapporna fastän pulsen låg på ungefär samma nivå.

Vi valde även att ha med RPE-mätning när testdeltagarna utfört varje test, dvs. mäta deltagarnas egen subjektiva upplevelse av hur den fysiska belastningen var, för att se om pulsen och resultatet av den egna upplevda graden av belastningen följdes åt. Man brukar kunna se att RPE-skalans värde och pulsen följs samman så att till exempel 9 på RPE skalan betyder ca 90 slag/minut i pulsen. Detta kunde dock inte konstateras utifrån våra resultat vilket var intressant. I våra resultatmätningar var nämligen pulsen högre i jämförelse med värdet på RPE-skalen, exempelvis för normal gång låg medelpulsen på 104 slag/min medan medelvärdet av RPE var 8,4. Vid trappgång nedför var medelvärdena närmast varandra med 98 slag/min och RPE 8,7 medan medelvärdena vid trappgång uppför var 147 slag/min och 13,1 i RPE. Inga märkbara skillnader mellan könen kunde heller konstateras utan det följde samma trend för både män och kvinnor. Vi har ingen logisk förklaring till varför resultatvärdena inte följdes åt men man kan spekulera att det eventuellt kan bero på att testpersonerna exempelvis inte ville medge för oss hur tung belastningen egentligen var.

Alla tester gjordes inomhus så att alla deltagare fick utföra testet med likadana förutsättningar så att inte vädret eller andra utomstående faktorer skulle påverka testresultaten. Vi valde, som vi tidigare i metod-delen nämnde, att byta riktning i mitten av gångtestet på

plant underlag så att undvika eventuella skillnader i muskelaktiveringen på grund av gång endast åt ett håll. Vid trappgångstesterna uppfylldes tyvärr inte detta eftersom vi utförde dem i ett trapphus där det svängde enbart åt ett håll och det fanns små plåtåer mellan våningarna. Vi hade i planeringskedet funderat på att utföra trappgången utomhus för att få testa i trappor som går rakt upp utan svängar och många plåtåer, men eftersom testfällena var under våren kunde det ha varit en risk för testdeltagarna att gå utomhus pga. vädret och efter att ha tänkt på saken kom vi fram till att de små plåtåfaserna kanske inte har en så stor inverkan på resultaten från muskelaktivitetsmätningen eftersom trappgången görs under en relativt lång tid. Att utföra testet i trappmaskin för att få det mer standardiserat funderade vi också på, men en trappmaskin där man både kan gå uppför och nedför var svår att hitta, därför valde vi att göra både trappgången och den normala gången i testpersonernas normala gångtakt så att det skulle bli en så personlig och naturlig gångcykel som möjligt (Kauranen & Nurkka 2010 s. 387).

Den största ålderskillnaden hos testdeltagarna var 11 år, den yngsta var 19 år och den äldsta 30 år. Under dessa år utvecklas människan fortfarande ganska mycket vilket kan påverka muskelbalansen. Chandran et al. (2019) hade i deras studie kommit fram till att äldre vuxna hade en 18–22% större skillnad i muskelkontraktionen i lårets främre muskler jämfört med unga vuxna under både normal gång och trappgång. Det kunde vara intressant att i senare forskning vidare undersöka hurdana skillnader det finns bland olika åldersgrupper.

7 KONKLUSION

Syftet med vårt examensarbete var att få information och data om hur muskelaktiviteten (EMG) i lårmuskulaturen skiljer sig åt vid vanlig gång och trappgång. Undersökningen gjordes på friska människor i arbetsför ålder och vid mätningarna användes Myontecs smartshorts och pulsbalte. Resultaten visar att det finns skillnader i lårmuskelaktiviteten beroende på om man går på plant underlag eller i trappor. Gång uppför trappor är den aktivitet som ger den största totala muskelaktiveringen och är även den mest belastande

för pulsen. Från vårt examensarbete kan vi dra slutsatsen att smartshortsen är ett lättanvänt redskap att använda för att noggrant mäta lårmuskulaturens muskelaktivitet i realtid vid gång på plant underlag och trappgång. Vi ser därför att smartshortsen kunde vara ett bra och motiverande redskap att använda i rehabiliteringen inom fysioterapin. Vidare forskning kunde göras inom området för att få ännu större bredd och resultat. Nyare modeller av smartshortsen har framtagits där även gluteernas muskelaktivitet mäts, vilket vore en stor fördel att ha i exempelvis mätning vid trappgång där även den muskelgruppen aktivt är med. Resultaten från vår undersökning kan användas som grund i vidare forskning men vi hoppas också på att vårt arbete kunde motivera till ett implementerande av hälsoteknologi som arbetsredskap inom fysioterapin.

KÄLLOR

- Behnke, R., 2015, *Anatomi för idrotten – fakta om rörelseapparaten*. 2 uppl., SISU idrottsböcker.
- Bengs, D., Jeglinsky, I., Surakka, J., Hellsten, T., Ring, J., Kettunen, J., 2017, Reliability of Measuring Lower-Limb-Muscle Electromyography Activity Ratio in Activities of Daily Living With Electrodes Embedded in the Clothing, *Journal of Sport Rehabilitation*. Tillgänglig: https://pdfs.semanticscholar.org/1883/1d16c8eae1fd2f9186be865c6c0bf2f9a00c.pdf?_ga=2.230171612.1366241143.1584468987-1821366070.1580419176 Hämtad: 16.4.2019.
- Bojsen-Möller, F., 2000, *Rörelseapparatus anatomi*, Liber, Stockholm.
- Chandran, V., Calalo, J., Dixon, P., Dennerlein, J., Schiffman, J., Pal, S., 2019, Knee muscle co-contractions are greater in old compared to young adults during walking and stair use, *Gait & Posture*, volym 73, 315–322. Tillgänglig: <https://www.sciencedirect-com.ezproxy.arcada.fi:2443/science/article/pii/S0966636219304564> Hämtad: 30.1.2020.
- Christensen, R., 2012, *Anatomi och fysiologi för sjuksköterskor och annan hälso- och sjukvårdspersonal*. Edinburgh: Pearson Education Limited, s. 67-79
- Colyer, S. L. & McGuigan, P. M., 2018, Textile Elektrodes Embedded in Clothing: A practical alternative to traditional surface electromyography when assessing muscle excitation during functional movements, *Journal of sports & medicine*, volym 17, s. 101-109. Tillgänglig: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC5844196/> Hämtad: 30.1.2019.
- 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., London, Churchill Livingstone Elsevier.
- Finni, T., Hu, M., Kettunen, P., Vilavuo, T., Cheng, S., 2007, *Measurement of EMG activity with textile electrodes embedded into clothing*. Tillgänglig: http://www.researchgate.net/publication/5868980_Measurement_of_EMG_activity_with_textile_electrodes_embedded_into_clothing, Hämtad: 25.10.2018.
- Hassmén, N & Hassmén, P., 2008, *Idrottsvetenskapliga forskningsmetoder*. SISU idrottsböcker, Stockholm, 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, 72.
- Kauranen, K. & Nurkka, N., 2010. *Biomekaniikkaa liikunnan ja terveydenhuollon ammattilaisille*, Liikuntatieteellisen Seura ry.
- Lencioni, T., Carpinella, I., Rabuffetti, M., Marzegan, A., Ferrarin, M., 2019, Human kinematic, kinetic and EMG data during different walking and stair ascending and descending tasks, *Scientific Data*, 6:309, s. 1-10. Tillgänglig: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC6897988/> Hämtad: 30.1.2020.
- Marieb, E.N., Wilhelm, P.B., Mallatt, J., 2017, *Human Anatomy*, 8 uppl., Pearson, England, s. 304.
- Myontec, 2018. Tillgänglig: <https://www.myontec.com/>
- Tao, W., Liu, T., Zheng, R., Feng, H., 2012, Gait analysis Using Wearable Sensors, *Sensors*, volym 12, s. 2255-2283. Tillgänglig: <http://web.b.ebscohost.com.ezproxy.arcada.fi:2048/ehost/pdfviewer/pdfviewer?vid=6&sid=9b2cc9ff-7570-411a-a942-0218e3071f85%40pdc-v-sessmgr06> Hämtad: 30.1.2020.
- Tenk, 2012, *God vetenskaplig praxis och handläggning av misstankar om avvikelser från den i Finland*. Forskningsetiska delegationen, Helsingfors. Tillgänglig: https://www.tenk.fi/sites/tenk.fi/files/HTK_ohje_2012.pdf Hämtad: 17.2.2020.
- van Melick, N., van Cingel, R.E.H., Brooijmans, F., Neeter, C., van Tienen, T., Hullegie, W., Nijhuis-van der Sander, M.W.G., 2016, Evidence-based clinical practice update: practice guidelines for anterior cruciate ligament rehabilitation based on a systematic review and multidisciplinary consensus, *Br J Sports Med*. Tillgänglig: <https://bjsm.bmj.com/content/50/24/1506> Hämtad: 17.3.2020
- Yali, H., Aiguo, S., Haitao, G., Songqing, Z., 2015, The muscle activation patterns of lower limb during stair climbing at different backpack load, *Acta of Bioengineering and Biomechanics*, vol. 17, nr. 4. Tillgänglig: <http://www.actabio.pwr.wroc.pl/Vol17No4/2.pdf> Hämtad: 25.10.2018

BILAGOR

BILAGA 1. TESTPROTOKOLL

Testprotokoll

1. Hej och välkommen på vår undersökning ”Fram- och baklårsmuskulaturens elektromyografiska aktivitetsanalys vid gång på plant underlag och i trappor 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 pulsbandet 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 i din egen normala gångtakt runt banan som är ca 500m lång. Du börjar att gå 2,5 varv motsols, går sedan diagonalt över salen och fortsätter 2,5 varv medsols. Du får börja när vi ger klartecken. När du har kommit i mål frågar vi dig hur ansträngd du känner dig enligt Borg RPE skala 6-20.
5. Nu får du pausa i 5 minuter innan vi börjar med trappgången.
6. Du kommer nu att gå nedför trapporna 6 våningar. Gå i egen takt och ta ett ordentligt steg på varje trappsteg, inget hoppande eller springande. Du får börja på vårt kommando och stanna när du kommer ner. Därefter frågar vi dig hur ansträngd du känner dig enligt Borg RPE skala 6-20.
7. Nu får du pausa i 5 minuter innan du får gå uppför trapporna.

8. Du kommer nu att gå uppför trapporna 6 våningar. Gå i egen normal gångtakt på varje trappsteg. Du får börja på vårt kommando och stanna när du kommer upp. Därefter frågar vi dig hur ansträngd du känner dig enligt Borg RPE skala 6-20.
9. Testet avslutas.

BILAGA 2. FÖLJEBREV

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 shortsens 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.snickars@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. 04*****

Janica Vaskelainen Janica.vaskelainen@arcada.fi tel. 04*****

Sonja Pettersson Sonja.pettersson@arcada.fi tel. 04*****

Rebecca Ljung Rebecca.ljung@arcada.fi tel. 04*****

Oskar Dahllund Oskar.dahllund@arcada.fi tel. 05*****

Kim Snickars Kim.snickars@arcada.fi tel. 05*****

Handledare:

Joachim Ring joachim.ring@arcada.fi tel. 04*****

BILAGA 3. INFORMERAT SAMTYCKE

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. FÖRHANDESENKÄT

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

Vilket är ditt dominanta ben?

1___ Höger

2___ Vänster

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: _____

BILAGA 5. BORG RPE SKALA

Tabell 2a

Borg RPE skalan*

6 Ingen ansträngning alls

7

Extremt lätt

8

9

Mycket lätt

10

11 Lätt

12

13 Något ansträngande

14

15 Ansträngande

16

17 Mycket ansträngande

18

19 Extremt ansträngande

20 Maximal ansträngning

Borg RPE skalan*

© Gunnar Borg 1970, 1985, 1990, 1998.