

En jämförelse av muskelaktiviteten i fram- och baklår under tre typer av knäböj

Kim Snickars och Oskar Dahllund

EXAMENSARBETE	
Arcada	
Utbildningsprogram:	Fysioterapeut
Identifikationsnummer:	6977, 6978
Författare:	Kim Snickars, Oskar Dahllund
Arbetets namn:	En jämförelse av muskelaktiviteten i fram- och baklår under tre typer av knäböj.
Handledare (Arcada):	Joachim Ring
Uppdragsgivare:	Yrkeshögskolan Arcada
<p>Sammandrag:</p> <p>Med hjälp av EMG-smartshorts kan man mäta muskelaktiviteten i fram- och baklår. Smartshorts är textilshorts med insydda EMG-elektroder som mäter muskelaktiviteten trådlöst genom att skicka informationen trådlöst vidare genom bluetooth. Denna teknologi fungerar som ett bra verktyg som kan ge värdefull information vid planering av terapeutisk träning och rehabilitering. Detta examensarbete är en del av ett större projekt vid Yrkeshögskolan Arcada. Syftet med projektet är att undersöka smartshortsens användbarhet inom fysioterapin och rehabiliteringen. Syftet med examensarbetet är att jämföra muskelaktiviteten i fram- och baklår under tre olika typer av knäböj. Examensarbete följer kvantitativ metod då ett flertal variabler mäts och analyseras. Examensarbete innehåller en brev teoribakgrund om terapeutisk träning, knäböj, nedre extremitetens anatomi och fysiologi, elektromyografi samt smartshortsteknologi. Urvalet bestod av 25 friska studeranden vid Yrkeshögskolan Arcada. Muskelaktiviteten mättes under tre olika typer av knäböj under standardiserade förhållanden. Resultaten visar att muskelaktiviteten i framlåret stiger då bålflexionen blir mindre. Resultaten visar även att muskelaktiviteten i framlåret i förhållande till baklåret var som störst i Knäböj 3 som utfördes med övre kroppen lutandes mot en vägg, 73,068 % framlår respektive 26,932 % för baklåret. Resultaten visar hög reliabilitet och validitet. Smartshortsen och resultaten kan vidare användas vid planering av terapeutisk träning, fysioterapi och rehabilitering. Framtida studier bör utföras med större urval, mätningar och standardisering av fler och andra variabler för att ytterligare ge information och verktyg för användningen av smartshorts.</p>	
Nyckelord:	Smartshorts, knäböj, elektromyografi, terapeutisk träning, quadriceps, hamstrings, muskelaktivitet, Arcada
Sidantal:	34
Språk:	Svenska

Datum för godkännande:	
------------------------	--

DEGREE THESIS	
Arcada	
Degree Programme:	Physiotherapy
Identification number:	6977, 6978
Author:	Kim Snickars, Oskar Dahllund
Title:	
Supervisor (Arcada):	Joachim Ring
Commissioned by:	Arcada University of Applied Sciences
<p>Abstract:</p> <p>With the help of textile-based EMG “smartshorts” the muscle activity in the quadriceps and the hamstrings can be measured. Smartshorts are textile shorts with embedded EMG electrodes that measure muscle activity wirelessly by transmitting the information wirelessly through Bluetooth. This technology serves as a good tool that can provide valuable information when planning therapeutic training and rehabilitation. This thesis is part of a major project at the Arcada University of Applied Sciences. The purpose of the project is to investigate the usefulness of the smartshorts in physiotherapy and rehabilitation. The aim of this study is to compare the muscle activity in the quadriceps and the hamstrings muscles under three different types of squats. This study follows a quantitative method when a number of variables are measured and analyzed. The thesis contains a letter of theory about therapeutic training, squats, the anatomy and physiology of the lower extremity, electromyography and smartshorts technology. The sample consisted of 25 healthy students at Arcada University of Applied Sciences. Muscle activity was measured under three different types of squats under standardized conditions. The results show that muscle activity in the quadriceps increases as the trunk flexion decreases. The results also show that the muscle activity in the quadriceps relative to the thigh was greatest in the Squat 3 performed with the upper body leaning against a wall, 73.068 % muscle activity in the quadriceps and 26.932 % for the hamstrings. The results show high reliability and validity. The smartshorts and results can be used in planning therapeutic training, physical therapy and rehabilitation. Future studies should be conducted with greater selection, measurement and standardization of more and other variables to further provide information and tools for the use of smartshorts.</p>	
Keywords:	Smartshorts, squats, electromyography, therapeutic exercise, quadriceps, hamstrings, muscle activity, Arcada
Number of pages:	34
Language:	Swedish

Date of acceptance:	
---------------------	--

OPINNÄYTE	
Arcada	
Koulutusohjelma:	Fysioterapia
Tunnistenumero:	6977, 6978
Tekijä:	Kim Snickars, Oskar Dahllund
Työn nimi:	
Työn ohjaaja (Arcada):	Joachim Ring
Toimeksiantaja:	Ammattikorkeakoulu Arcada
<p>Tiivistelmä:</p> <p>EMG-tekstiilishortsien avulla on mahdollista mitata lihasaktiiviteettia etu- ja takareidissä. Älyshortsit ovat tekstiilihousuja, joissa on upotetut EMG-elektrodit, jotka mittaavat lihasten lihasaktiiviteettia langattomasti lähettämällä tietoja langattomasti Bluetoothin kautta. Tämä tekniikka on hyvä työkalu, joka voi tarjota arvokasta tietoa terapeuttisen harjoittelun ja kuntoutuksen suunnittelussa. Tämä opinnäytetyö on osa suurta projektia Ammattikorkeakoulu Arcadassa. Projektin tarkoituksena on tutkia älyshortsien hyödyllisyyttä fysioterapiassa ja kuntoutuksessa. Lopputyön tavoitteena on vertailla etu- ja takareiden lihasaktiiviteettia kolmella eri tyyppisellä kyykkyllä. Tutkimusprojekti noudattaa kvantitatiivista menetelmää, kun eri muuttujia mitataan ja analysoidaan. Opinnäytetyö sisältää teoreettisen osan terapeuttisesta harjoittelusta, kyykyistä, alaraajojen anatomiasta ja fysiologiasta, elektromyografiasta ja älyshortsien teknologiasta. Tutkimukseen osallistui 25 tervettä opiskelijaa Ammattikorkeakoulu Arcadasta. Lihasaktiiviteetti mitattiin kolmella erityyppisellä kyykkyllä, standardoiduissa olosuhteissa. Tulokset osoittavat, että reiden lihasaktiivisuus kasvaa, kun rungon taipuminen eteenpäin vähenee. Tulokset osoittavat myös, että etureiden lihasten aktiiviteetti suhteessa takareiteen oli suurin kyykyssä 3, joka suoritettiin ylävartalon ollessa seinää vasten, 73,068 % lihasaktiiviteettia etureidissä ja 26,932 % takareidissä. Tulokset osoittavat suurta luotettavuutta ja pätevyyttä. Älyshortseja ja tuloksia voidaan käyttää terapeuttisen harjoittelun, fysioterapian ja kuntoutuksen suunnittelussa. Tulevat tutkimukset tulisi suorittaa suuremmalla otoksella, mittaamalla ja standardisoimalla muita muuttujia, jotta saataisiin lisätietoja ja työkaluja älyshortsien käyttöön.</p>	
Avainsanat:	Lihasaktiiviteetti, Älyshortsit, kyykky, elektromyografia, terapeuttinen harjoittelu, etureisi, takareisi, Arcada
Sivumäärä:	34
Kieli:	Ruotsi

Hyväksymispäivämäärä:	
-----------------------	--

INNEHÅLL

1	Inledning.....	11
2	Bakgrund.....	12
2.1	Knäböj.....	12
2.1.1	<i>Tidigare forskning knäböj och EMG.....</i>	<i>12</i>
2.1.2	<i>Knäböj anatomi.....</i>	<i>13</i>
2.2	Terapeutisk träning.....	14
2.3	Nedre extremitetens anatomi och fysiologi.....	15
2.3.1	<i>Nedre extremiteten.....</i>	<i>15</i>
2.3.2	<i>Skelettmuskulatur.....</i>	<i>15</i>
2.3.3	<i>Skelettmuskulaturens fysiologi.....</i>	<i>15</i>
2.3.4	<i>Muskelaktivering.....</i>	<i>16</i>
2.3.5	<i>Muskelarbete.....</i>	<i>16</i>
2.4	EMG-Elektromyografi.....	17
2.4.1	<i>EMG-mätning.....</i>	<i>18</i>
2.4.2	<i>EMG reliabilitet och validitet.....</i>	<i>18</i>
2.4.3	<i>Smartshorts.....</i>	<i>19</i>
3	Syfte och frågeställningar.....	20
4	Metod.....	21
4.1	Kvantitativ statistisk forskningsmetod.....	21
4.2	Datainsamling.....	22
4.3	Urval.....	23
4.4	Data-analys.....	23
4.5	Etik.....	24
5	Resultat.....	24
6	Diskussion.....	26
6.1	Resultatdiskussion.....	27
6.2	Metoddiskussion.....	29
7	Konklusion.....	30
	Källor.....	32
	Bilagor.....	35

Figurer

Figur 1. Smartshorts framsida (ut och in). Fotograf Kim Snickars. Arcada 2019. s.18

Figur 2. Smartshorts baksida (ut och in). Fotograf Kim Snickars. Arcada 2019. s. 19

Figur 3. Muskelaktivitets förhållande mellan fram- och baklår i de olika typerna av knäböj. s. 23

Figur 4. Tabellen visar medelvärde för muskelaktiviteten för fram- och baklår angiven i mikrovolt. s. 24

Tabeller

Tabell 1. Överblick över testdeltagarna. s. 23

Tabell 2. Korrelationen och signifikansen för förhållandet framlår- och baklår i de olika typerna av knäböj. s. 24

Tabell 3. Korrelationen och signifikansen för uppmätt muskelaktivitet mellan de olika typerna av knäböj. s. 24

FÖRORD

Vi vill rikta ett stort tack till alla testdeltagare som möjliggjort och deltagit i denna studie.

Vi vill även rikta ett tack till Joachim Ring som fungerat som handledare under slutarbetet.

1 INLEDNING

Idag är det möjligt att mäta muskelaktivitet med hjälp av elektromyografi (EMG) även utanför laboratorieförhållanden. Detta är möjligt med bland annat smartshorts från märket Myontec, med insydda och trådlösa EMG-sensorer. Smartshortsen täcker en större yta på huden vilket gör det möjligt att mäta muskelaktiviteten på hela muskelgrupper, smartshortsen från Myontec samlar in data från fram- och baklår. (Colyer & McGuigan 2018)

EMG har på senare tid fått en allt större publicitet genom olika studier inom idrott, medicin, ergonomi och neurologisk rehabilitering. EMG-analyser av muskelaktivitet kan på olika sätt hjälpa oss att utveckla nya tillvägagångssätt inom t.ex. rehabilitering. (Turker & Sözen 2013)(Colyer & McGuigan 2018)

Detta examensarbete är del av ett större projekt vid Yrkeshögskolan Arcada. Projektet har som syfte att undersöka smartshortsens användbarhet inom fysioterapi och rehabilitering.

Inom fysioterapi och rehabilitering är det vanligt med olika typer av knäböj för nedre extremiteten (List et. al. 2013 s. 1529). Det är möjligt att inverka på den fysiologiska och mekaniska belastningen i ett knäböj genom förändring av bland annat fötternas ställning, bredden på fötternas position och vinkel på knäböjet samt djupet på rörelsen. Genom dessa variationer är det möjligt att optimera rehabiliteringen. (Lorezenti et. al. 2018)

De huvudsakliga muskelgrupper som belastas vid ett knäböj är fram- och baklår som smartshortsen mäter. Vi har valt att med hjälp av smartshortsen undersöka och jämföra hur 3 olika utföranden av knäböj inverkar på muskelaktiviteten i fram- och baklår.

2 BAKGRUND

Vår praktiska del av examensarbetet består av mätning och analysering av isometriskt muskelarbete i nedre extremiteten med hjälp av smartshorts. Vi har valt att presentera en bred teoribakgrund för en bättre helhetsförståelse. Vi kommer att redogöra för relevant anatomi, fysiologi, teknologi samt metodik.

2.1 Knäböj

Knäböj är en välanvänd rehabiliteringsform inom fysioterapi (List et. al. 2013 s. 1529). Människans vardagliga fysiska aktivitet består av ständigt förekommande knäböjsvarianter och dessa är essentiella för en god funktionsförmåga. Utförandet av ett knäböj innefattar och kräver en mångfald av funktionell rörelseförmåga i muskler, ligament och leder. Utöver detta krävs tillräcklig muskelstyrka samt adekvat belastningsförmåga i nedre extremiteternas olika vävnader. Knäböjens funktionella varianter kommer i uttryck under vardaglig aktivitet i form av till exempel gång, uppstigningar, nedsittningar samt trappgång. (Lorezenti et. al. 2018)

Utförande av knäböj stärker nedre extremiteternas muskler samt förbättrar kroppens förmåga att fixera knäet och motverka laterala och mediala förskjutningar. Knäböjens utgångsposition bestämmer den enskilda procentuella fysiologiska samt mekaniska belastningen på nedre extremiteternas respektive muskler, leder och ligament. Olika variationsformer på den fysiologiska och mekaniska belastningen kan uppnås genom förändring av fötternas ställning, bredden på fötternas position och vinkel samt djupet på rörelsen. Dessa olika variationer används för att kunna optimera patientens rehabilitering. (Lorezenti et. al. 2018)

2.1.1 Tidigare forskning knäböj och EMG

Tidigare är det känt att olika typer av justeringar av ett knäböj inverkar på involverade muskler och muskelaktivitet. Dessa justeringar kan vara bland annat ståbredd, fötternas vinklar och djup på knäböj. (Lorezenti et. al. 2018)

Marchetti et al. (2016) undersökte hur djupet på knäböjet inverkar på muskelaktiviteten. De undersökte 20 graders, 90 graders och 140 graders djup och de kom fram till att störst muskelaktivitet fanns vid utförande av ett knäbölj med 90 graders djup. De såg att muskelaktiviteten i baklåret inte skilde sig signifikant mellan de olika djupen, däremot att muskelaktiviteten var som lägst i både framlår och glutesmuskulatur vid 140 grader. Paoli et al. (2009) undersökte om och hur fötternas position påverkar muskelaktiviteten under ett knäböj. De kom fram till att muskelaktiviteten i fram- och baklår förändras inte beroende på fötternas position i ett knäböj, däremot förändras gluteusmuskulaturen beroende på ståbredden i ett knäböj.

Lee et al. (2016) utförde en studie med hjälp av yt-EMG där de undersökte hur övre kroppens position inverkar på muskelaktiviteten i bland annat ryggen (erector spinae), gluteusmuskulatur (gluteus maximus), framlår (rectus femoris) och baklår (biceps femoris). De utförde knäböj i tre olika positioner: bålflexion vid 0 grader, 15 grader och 30 grader. De kom fram till att muskelaktiviteten i ryggen, gluteus maximus och baklår var större vid 30 grader än vid 0 graders vinkel. De såg även att muskelaktiviteten i framlåret steg då vinkeln i bålflexion blev mindre.

2.1.2 Knäböj anatomi

För att smidigt och fortlöpande kunna redogöra för den mest relevanta fakta förknippat till vår praktiska studie, kommer vi till näst att endast närmare gå in på extension- och flexionsriktningarna i höft- och knäleden. Detta beslut gjorde vi eftersom dessa är de essentiellaste rörelseriktningarna för att ett knäböj skall kunna utföras.

Ett knäböj kräver rörlighetsegenskaper i höftleden i form av flexion (böjning) och extension (sträckning), även abduktion (utåtförande), adduktion (inåtförande) samt inåt- och utåtrotation. Ytterligare rörlighetsegenskaper vid knäböj krävs av knäleden samt vristen i form av extension och flexion. De muskler som möjliggör dessa rörelsebanor är nedre extremitetens flexorer, extensorer, abduktorer, adduktorer samt rotatorer. (Benhke 2015 s. 229-248)

Musklerna som ansvarar för höftflexionen under ett knäböj är belägna på anteriora sidan av höftleden. En del av de anteriora musklerna löper även över knäleden och ansvarar för knäets extension. Till de huvudsakliga höftflexorerna hör musklerna quadratus lumborum, psoas major, psoas minor, iliopsoas, iliacus, sartorius, rectus femoris, tensor fasciae latae samt pectineus. De huvudsakliga knäextensorerna är belägna i muskelgruppen quadriceps femoris och består av musklerna rectus femoris, vastus medialis, vastus lateralis samt vastus intermedius. (Benhke 2015 s. 229-248)

Höftextensionen sker huvudsakligen av muskelgruppen hamstrings samt muskeln gluteus maximus. Till hamstrings hör musklerna biceps femoris, semitendinosus samt semimembranosus (Benhke 2015 s. 232). Knäflexionen sker även av de tre hamstringsmusklerna gracilis, sartorius samt popliteus (Benhke 2015 s. 251-252).

2.2 Terapeutisk träning

Som vi tidigare nämnde är knäböj en välanvänd rehabiliteringsövning inom fysioterapin. Fysioterapin innehåller oftast olika former av terapeutisk träning. Det mest centrala i fysioterapin är oftast ett individuellt terapeutiskt träningsprogram. Målet med det terapeutiska träningsprogrammet är att uppnå en optimal nivå av symptomfria rörelser under både lätta och komplexa vardagliga fysiska aktiviteter. För att kunna utveckla och implementera effektiva terapeutiska träningsinterventioner, måste fysioterapeuten inneha kunskap om hur olika former av träning påverkar olika vävnader samt kroppsfunktioner. Fysioterapeuten behöver dessutom kunskap om hur träningsinterventionen sedan påverkar de centrala delarna i funktionsförmågan och hur dessa är kopplade till och inverkar på rörelseförmågan. Alla dessa kunskaper bygger på en god grundkunskap inom anatomi, fysiologi, kinestetik, patologi samt behavioristisk vetenskap beträffande klient eller patient hantering. (Kisner et al. 2018 s.1-2)

Förmågan att fungera så självständigt som möjligt i olika typer av fysiska vardagliga aktiviteter är något som de flesta strävar efter. Den fysiska funktionsförmågan kan försämrats pga. störningar i stöd- och rörelseorgan förorsakat av skada, sjukdom eller hälsorelaterade omständigheter. När dessa besvär leder till begränsningar i den fysiska

funktionsförmågan, blir individen hänvisad eller söker sig självständigt till fysioterapi. Till fysioterapi söker sig även individer som önskar sig upprätthålla eller förbättra sin funktionsförmåga samt livskvalité. Sammanfattningsvis är målet med terapeutisk träning att alltid förbättra eller återställa en individs funktion samt hindra att dysfunktioner uppstår. (Kisner et al. 2018 s.1-2)

2.3 Nedre extremitetens anatomi och fysiologi

I kommande stycken behandlar vi anatomin och fysiologin närmare med följande rubriker: Nedre extremiteten, skelettmuskulatur, skelettmuskulaturens fysiologi, muskelaktivering och muskelarbete.

2.3.1 Nedre extremiteten

Den nedre extremiteten, sedd från höftet, består proximalt av lårbenet femur. Distalt från femur sitter tibia och fibula och under dem tarsalbenen, metatarsalbenen samt phalangbenen. Huvuduppgifterna för den nedre extremiteten är att stöda kroppsvikten, möjliggöra rörelseförmåga samt bidra med tilläggs kraftpotential vid skuff och lyft. (Trew & Everett 2005 s.19)

2.3.2 Skelettmuskulatur

Varvid benstrukturen i kroppen har som uppgift att skapa kroppens inre stadiga form, förblir musklernas roll att skapa och kontrollera rörelse. Skelettmuskulaturen syftar på de muskler som har sina fästpunkter på skelettets yta. Dessa muskler skapar rörelse mellan skelettbenen, kontrollerar kroppens rörelser under påverkan av yttre krafter samt stabiliserar kroppen genom att hålla benen immobila. Skelettmuskulaturen är både viljestyrd samt reflexpåverkad och utgör grunden för människans rörelseförmåga. (Trew & Everett 2005 s. 23)

2.3.3 Skelettmuskulaturens fysiologi

Muskelns s.k. kontraktila delar består av aktin och myosin filament som antingen dras ihop eller förlängs enligt muskelarbetets natur och resulterar i en kraftproduktion. Otaliga aktin- och myosinfilament bildar tillsammans med strukturella protein

s.k. sarkomerer. En sarkomer bildar en funktionell kontraktill enhet och många sarkomer-trådar bildar i sin tur ett myofibril. Grupperingar av myofibril bildar slutligen ett muskelfiber, vilka musklerna består av. (Trew & Everett 2005 s. 25)

2.3.4 Muskelaktivering

Muskelfibrerna, som nämndes i föregående stycke, aktiveras inte enskilt utan gruppvis för att åstadkomma en muskelaktivering. Muskelfiber-gruppering har en gemensam innervering som styrs och aktiveras av en enda alfa-motor-neuron. Denna funktionella sammansättning av muskelfibrer och motor-neuronen kallas för en motorisk enhet (eng. motor unit). Vid aktivering av en motorisk-neuron sker det en muskelkontraktion i alla de muskelfibrer som neuronerna innerverar. Aktiveringen styrs av nervimpulser (Sonesson & Sonesson 2006 s. 107) och denna muskelkontraktion i muskelfibrerna producerar ett synkroniserat elektrisk energiutbrott som kan mätas och illustreras med hjälp av elektromyografi. (Trew & Everett 2005 s. 34)

De största muskelgrupperna i kroppen består av större motoriska enheter där varje enhet innehåller ett mångfald större antal muskelfiber i jämförelse med mindre muskelgrupper i kroppen. De mindre motoriska enheterna står för de finmotoriska rörelserna och kan innehålla bara så få som 10 stycken muskelfibrer. Dessa finns bland annat i händernas muskler. Däremot innehåller de posturala muskelgruppernas motoriska enheter upptill flera tusen muskelfibrer per enhet, och dessa ansvarar för grovmotoriken och större kraftproduktioner. Som exempel kan nämnas bakre och främre lårmuskeln, Quadriceps och Hamstrings. (Trew & Everett 2005 s. 34)

2.3.5 Muskelarbete

Muskelfibrerna i kroppens viljestyrda muskler kontraherar alltså som en följd av en initierad stimulering av muskeln motoriska enhet. Vid en koncentrisk kontraktion producerar den aktiverade muskeln en inre kraft som övervinner den yttre kraften muskeln är utsatt för. Detta resulterar i en förkortning av muskelfibrerna och ett så kallat positivt muskelarbete. Som ett exempel kan användas lyftandet av ett vattenglas från bordet. För att kunna lyfta glaset från bordet krävs det att överarmsmuskeln

aktiveras och producerar en större kraft som övervinner glasets tyngd och tyngdkraften. Vid en excentrisk kontraktion är den yttre kraften större än den inre. Detta resulterar i sin tur i en förlängning av muskelfibrerna och i ett så kallat negativt muskelarbete. Som praktiskt exempel kan användas nedsättandet av ett vattenglas. För att kunna lägga ner ett vattenglas bör den yttre kraften övervinna överarmsmuskeln's inre kraftproduktion. Summeringsvis uppstår det alltså en positiv kraftproduktion vid ett koncentrisk muskelarbete, medan kraften absorberas vid en excentrisk arbete och kraftproduktionen anses därmed bli negativ. Muskelfibrerna kräver en god tillförsel av blod för att fungera och är därför omringade av vida kapillärssystem. Då muskeln inte är aktiv är de flesta kapillärerna stängda, men genast muskeln aktiveras så öppnas de för att trygga muskeln's metaboliska krav. (Trew & Everett 2005 s. 25, s.30-58)

2.4 EMG-Elektromyografi

Elektromyografi (EMG) är ett viktigt redskap vid biomekaniska analyser, EMG möjliggör bland annat förståelsen för muskelaktivitet i olika specifika rörelser genom att mäta spänningsskillnaden i muskeln (Turker & Sözen 2013)(Colyer och McGuigan 2018). EMG:s historia sträcker sig till 1849 då Dubois-Raymond upptäckte möjligheten till att mäta musklernas elektriska aktivitet i en muskelkontraktion (Joutjärvi 2014).

EMG har fått en allt större roll i studier utförda inom idrott, medicin och ergonomi. EMG-analyser av muskelaktivitet och muskeltrötthet kan hjälpa oss att utveckla prestation inom t.ex. idrotten. Samtidigt är det möjligt att utifrån analyser av aktiveringsmönster förebygga skador. (Turker & Sözen 2013)

EMG mätningar kan även användas i neurologisk rehabilitering genom att i realtid få information och feedback av muskelaktivering. EMG-mätningar kan bland annat göras med yt-EMG eller med smartkläder med EMG-elektroder. Fördelen med smartkläder är att de möjliggör friare rörelser samtidigt som metoden är trådlös. (Colyer & McGuigan 2018)

2.4.1 EMG-mätning

Som vi tidigare nämnde (se 2.3.4) sker det en muskelkontraktion till följd av en aktivering av en motorisk-neuron, aktiveringen sker i alla muskelfibrer som neuronerna innerverar. Nervimpulser styr aktiveringen (Sonesson & Sonesson 2006 s. 107) och muskelkontraktionen i muskelfibrerna producerar ett synkroniserat elektriskt energiutbrott som kan mätas med hjälp av elektromyografi. (Trew & Everett 2005 s. 34).

2.4.2 EMG reliabilitet och validitet

Colyer och McGuigan (2018) berättar att det tidigare var vanligt med kontrollerade mätningar i laboratorier med EMG-elektroder placerade på huden, nackdelen med denna metod var att det var vanligt att elektroderna lossnade samt så begränsade elektroderna och kablarna även rörelserna. En annan viktig aspekt som Colyer och MCGuigan (2018) lyfte fram att det var svårt att reproducera samma test av muskelaktivering eftersom det var svårt att placera elektroderna på samma ställe för att få information och mätning av samma motorenheter.

Fördelen med utvecklingen av smartkläder med inbyggda sensorer är att det inte kräver någon noggrann placering av elektroder vilket förebygger felmätningar (Colyer & McGuigan 2018). Konrad (2005) bekräftar denna uppfattning och beskriver att mätningar med yt-EMG kan ge felaktiga resultat genom att fånga upp EMG-signaler från närliggande muskler, detta kallar han för "cross talk". Som tidigare nämnt tillåter smartkläderna friare rörelser vilket medför naturligare rörelsemönster. Smartkläder täcker även en större yta på muskeln jämfört med yt-EMG vilket gör att muskelaktiviteten mäts på hela muskelgrupper. Smartkläder gör det möjligt att göra mätningar i naturligare miljöer. (Colyer & McGuigan 2018)

Colyer och McGuigan (2018) visade med sin studie att mätningar med smartkläder på nedre extremiteten ger jämförelsebara resultat som yt-EMG. De gjorde mätningar med smartshorts, det vill säga shorts med inbyggda textilelektroder, och yt-EMG i utförandet av tre olika aktiviteter: cykling, knäböj och löpning. De visade att reproducerbarheten med smartshortsen var jämförelsebar med yt-EMG (Colyer & McGuigan 2018).

Finni et al. (2007) förstärker denna uppfattning med deras studie där de jämförde traditionella yt-EMG med smartshorts. De kom fram till att mätningar med smartshorts är en valid och genomförbar metod för att bedöma det genomsnittliga rektifierade EMG-värdet. De visade även att mätningar med smartshorts är reproducerbara, till och med bättre än traditionella yt-EMG.

2.4.3 Smartshorts

I detta examensarbete används smartshorts av märket Myontec (se figur 1 och 2). Smartshortsen mäter muskelaktiviteten i quadriceps (framlår) och hamstring (baklår). Utifrån mätningar och tester kan man jämföra muskelgruppernas belastning samt muskelbalans eller muskelobalans. Med andra ord är det möjligt att jämföra muskelgruppernas aktivitet med varandra samt även jämföra förhållandet mellan muskelgruppernas aktivitet i vänster och höger ben. Som tidigare nämnt är det möjligt att i realtid följa med muskelaktiviteten i specifika rörelser vilket kan ge viktig information för till exempel rehabilitering av någon typ av skada. Muskelaktiviteten mäts med hjälp av elektroder som är insydda i smartshortsen. Smartshortsen har en kapacitet att samla in 4 timmar data, batteriet som möjliggör detta är laddbart. Elektroderna skall sitta ordentligt fast gentemot huden för att undvika att elektroderna skall tappa fäste under rörelser och förhindra uppsamlingen av data, därför finns olika storlekar av smartshortsen. (Finni et al. 2007)



Figur 1. Smartshorts framsida (ut och in). Fotograf Kim Snickars. Arcada 2019



Figur 2. Smartshorts baksida (ut och in). Fotograf Kim Snickars. Arcada 2019

3 SYFTE OCH FRÅGESTÄLLNINGAR

Syftet är att jämföra muskelaktivitetsvariationen i fram- och baklår under tre olika knäböj som används inom terapeutisk träning. Muskelaktiviteten mäts med smartshorts som har inbyggda elektroder som mäter EMG. Följande frågeställning kommer att besvaras:

1. Hur skiljer sig muskelaktiviteten i fram- och baklår under de olika typerna av knäböj?

4 METOD

I följande stycken presenteras forskningsmetoden, forskningsdesignen, urval, datainsamling och data-analys samt etik.

4.1 Kvantitativ statistisk forskningsmetod

Detta slutarbete är till sin natur kvantitativ och baserar sig på testning, statistisk sammanställning och analysering. Denna kvantitativa forskningsmetod går ut på att få fram och analysera en mångfald variabler för att sedan kunna sammanställa dessa till resultat. Under forskningsprocessens gång insamlas samt analyseras numeriskt material. Detta material tolkas sedan med hjälp av olika statistiska tekniker för att svara på få frågor som vem, vad, hur, hur mycket, när och hur många. (Oberiri 2017 s. 41)

Denna forskningsmetod är aktuell för oss eftersom vi testar ett flertal testpersoner och analyserar stora mängder data. Vår intension med denna metod är att vi reliabelt och validt skall kunna forska och svara på våra frågeställningar i detta examensarbete.

Vi strävar efter att presentera och illustrera våra resultat i detta examensarbete så tydligt och klart som möjligt. När det kommer till presentation av resultat och samband mellan diverse mätta variabler är användningen av visuella hjälpmedel och uttrycksformer ett bra alternativ. Dessa visuella uttrycksformer kan t.ex. vara olika diagram och tabeller. (Dahmström 2000 s. 31)

Inför en undersökning är det essentiellt att fastslå vem som skall undersökas, vad som skall undersökas samt hur man skall gå tillväga. För att sedan kunna uttrycka resultat, fördelning och skillnader i en undersökning, behövs det fastställas vilka egenskaper syftet är att granska och redogöra för. Resultaten och fördelningarna för dessa egenskaper kan sedan exempelvis visuellt illustreras med hjälp av olika former av diagram och måttvariabler. (Dahmström 2000 s. 13)

4.2 Datainsamling

Datainsamlingen skedde med hjälp av Myontecs smartshorts. På insidan av smartshortsen finns fyra stycken elektroder som samlar in muskelaktivitetsdata med hjälp av EMG från vänster och höger fram- och baklår. På framsidan av smartshortsen fästs sändaren som via bluetooth skickar informationen trådlöst till programvaran på datorn. På programvaran lagras testdatan automatiskt. Datan överfördes sedan från programvaran till en excel-fil för att möjliggöra statistisk analys.

Ett informationsbrev och samtyckesblankett skapades på förhand. Deltagarna hade på förhand fått ta del av information via mail, där framkom information om testutförandet samt instruktioner om tidtabell och tidsbokning. Deltagarna rekryterades vida mail samt via presentationer i klasser där de hade möjlighet att boka testtillfälle. Alla deltagare var studeranden vid Yrkeshögskolan Arcada. Vid testtillfället fick deltagarna läsa igenom informationsbrevet och underteckna samtyckesblankett samt svara på en hälsoenkät. I hälsoenkäten kartlade vi kön, ålder och möjliga nedre extremitetsskador samt försäkrade oss om att testdeltagaren var frisk för att utföra testet. Alla tester utfördes vid Yrkeshögskolan Arcada.

Vid varje testtillfälle testades en deltagare åt gången. Rätt storlek av smartshorts valdes ut, smartshortsen finns i storlekarna S-XL. Elektroderna på smartshortsen blöttes noggrant för att säkerhetsställa att kontakten med huden var bra och för att undvika felmätning. Sändaren kopplades till smartshortsen och vi kontrollerade att det fanns kontakt till programvaran. För att standardisera ställning för varje enskild testdeltagare samt för alla knäböj, mättes axelbredden på testdeltagaren och sedan placerades märken med tejp på underlaget enligt den bredd som blivit mätt.

Till en början mättes muskelaktivitetens vilovärde, vilken mättes liggande på plint. Sedan fick testdeltagaren utföra knäböj 1, armarna placerade på bröstet och fötterna placerade enligt standardiserad bredd vid tejp. Efter knäböj 1 inleddes en viloperiod på 5 minuter. Efter viloperioden mättes muskelaktiviteten vid knäböj 2, där utförande skiljer sig från knäböj 1 på så sätt att knäna inte får gå över tårnas linjering, framför tårna och knäna placerades en box som gjorde det omöjligt att tårna åkte över knäna vilket gjorde att testpersonen fick justera övre kroppens position för att komma när till

90 graders vinkel i knäleden. Efter utförandet av knäböj 2 inleddes en viloperiod på 5 minuter, på samma sätt som efter knäböj 1. Efter vilan på 5 minuter utfördes den sista typen av knäböj. Knäböj 3 utfördes lutandes med ryggen mot en vägg. Testpersonen fick då glida med ryggen och huvudet fast i väggen ner till 90 graders vinkel i knäleden. Vid alla tre typer av knäböj utfördes 12 repetitioner och en enda serie. Djupet på knäböjen standardiserades till en vinkel på 90 grader i knäleden och mättes med goniometer. Vid utförandet av knäböjet hade testpersonen ett band med en liten vikt som fungerade som mått på djupet av knäböjet. Vikten justerades innan varje typ av knäböj så att djupet av knäböjet alltid var en 90 graders vinkel i knäleden när vikten rörde golvet. Fötternas position standardiserades på så sätt att alla testdeltagare fick tejp placerade på golvet.

4.3 Urval

Till undersökningen rekryterades sammanlagt 25 friska och arbetsföra män och kvinnor vid Yrkeshögsskolan Arcada. Deltagandet i undersökningen var frivillig och testpersonerna fick information före testtillfället. En hälsoenkät besvarades och en samtyckesblankett undertecknades före testets start. Testpersonen hade möjlighet att när som helst under testets gång avbryta testet om så önskades.

4.4 Data-analys

Den statistiska analysen gjordes med hjälp av det statistiska programmet SPSS. För analysen användes Pearsons korrelationskoefficient (r), detta för att se om resultaten är reliabla. Hassmén och Hassmén (2008) beskriver att korrelationskoefficienten kan variera mellan -1 och +1, 0 indikerar att det inte finns något samband. För att test-retest reliabiliteten skall vara hög bör koefficienten vara positiv och så nära +1 som möjligt. De beskriver att koefficienten för ett instrument bör ligga över 0,70, då anses resultaten vara reliabla. För att få ett absolut värde för r användes Evans (1996) guide. För ett väldigt starkt samband bör Pearsons r ligga mellan 0.80-1.0. För ett starkt samband 0.60-0.79, för ett medelmåttigt samband 0.40-0.59, svagt samband 0.20-0.39 och ett väldigt svagt samband 0.00-0.19.

4.5 Etik

Det etiska lovet för examensarbetet beviljades av Yrkehögskolan Arcada. Deltagarna i undersökningen fick på förhand tillgång till skriftlig information via mail om testutförande och syftet (bilaga 1). På plats får testdeltagaren även muntliga instruktioner om testet som utförs. En samtyckesblankett (bilaga 2) undertecknas före testet och en hälsoenkät (bilaga 3) fylls i. Deltagandet i undersökningen är frivilligt och testpersonen har möjlighet att avbryta testet utan att motivera varför. Testet utförs i yrkehögskolan Arcadas utrymmen, ifall någon olycka skulle ske är testpersonen försäkrad genom yrkehögskolans försäkring. Vi är medvetna om Arcadas goda vetenskapliga praxis (Arcada 2020) och de etiska rekommendationerna kommer att följas under hela arbetets gång. Datan behandlas så att varje testperson är och förblir anonym. Behandlingen av personuppgifter kommer att följa den gällande lagstiftningen. Alla deltagare får en individuell kod så att det inte går att spåra en viss data till en individ, datan förvaras på Arcadas forskningsenhet som är ett låst utrymme. Datan kommer inte heller att presenteras på individnivå, de statistiska analyserna och resultaten kommer att presenteras på gruppnivå. Datan från testerna kommer endast att användas i detta examensarbete.

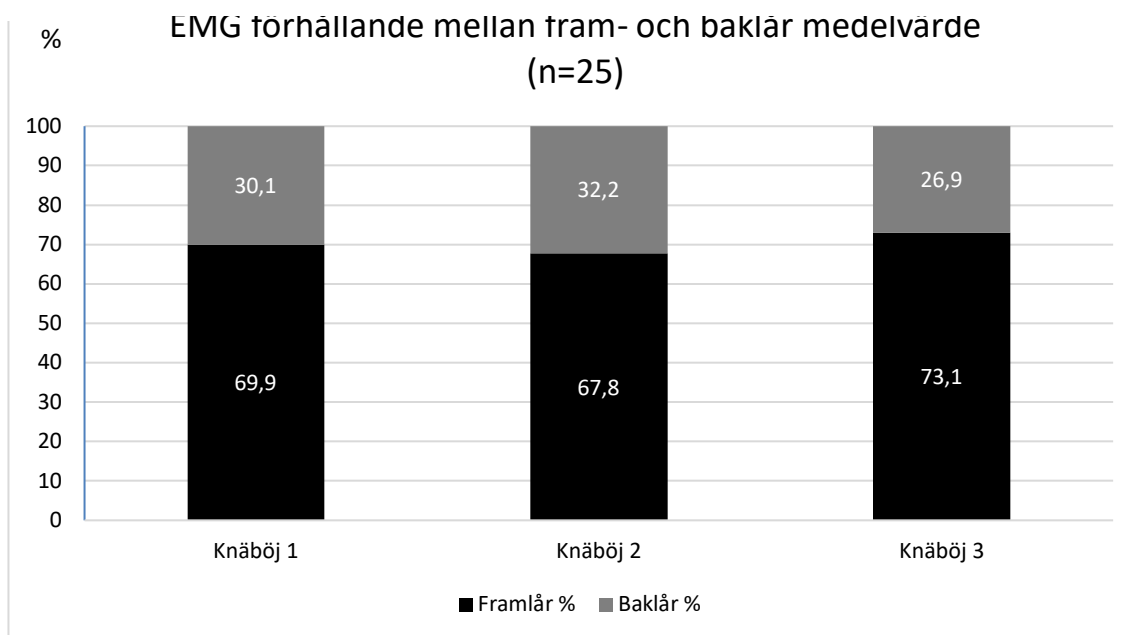
5 RESULTAT

Resultatet visar en jämförelse och statistisk analys på de tre olika typerna av knäböj. I analysen inkluderas alla deltagare (n=25), varav 17 kvinnor och 8 män.

Tabell 1. Överblick över testdeltagarna

	N	Minimum	Maximum	Mean	Std. Deviation
LÄNGD	25	161	186	171.08	7.129
ÅLDER	25	18	39	23.24	4.558
VIKT	25	54	82	66.60	8.529
BMI	25	19.13	28.33	22.6900	1.91773
Valid N (listwise)	25				

Medelåldern för testdeltagarna var avrundat 23 år och standardavvikelsen var 4,5. Medellängden var 171 cm och medelvikten var 66,6 kg.



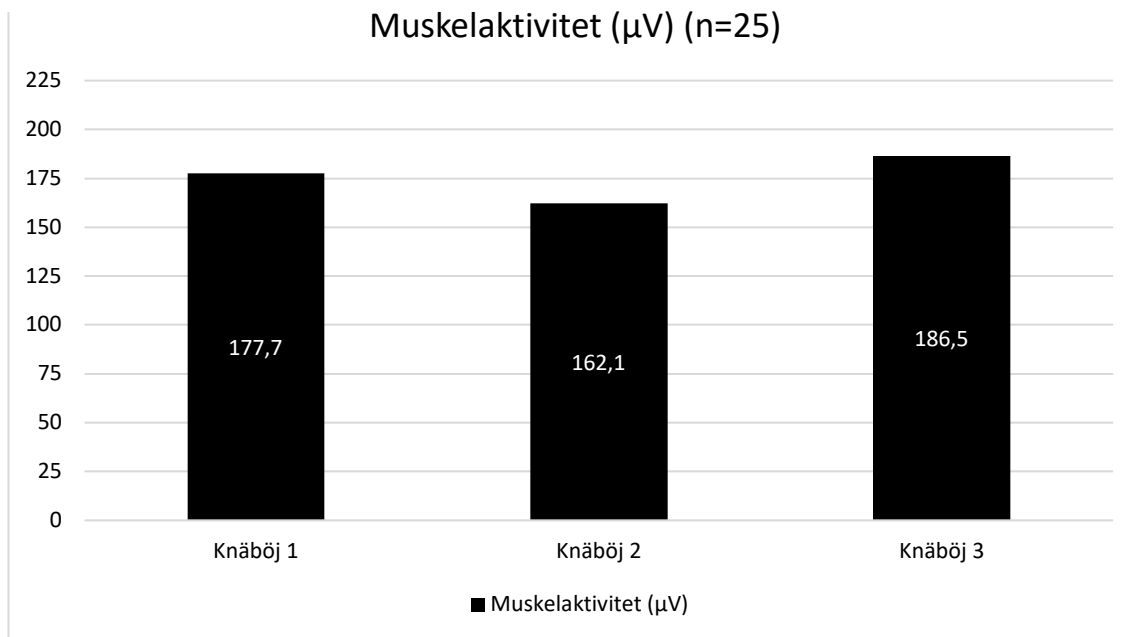
Figur 3. Muskelaktivitets förhållande mellan fram- och baklår i de olika typerna av knäböj.

Resultaten i figur 3 visar att under Knäböj 3 är muskelaktiviteten i framlåret störst i förhållande till baklåret (73,1±5,5 %) i jämförelse med Knäböj 1 (69,9±5 %) och Knäböj 2 (67,8±5 %). Lägst muskelaktivitet i framlåret i förhållande till baklåret hade Knäböj 2 (67,8±5 %).

Tabell 2. Korrelationen och signifikansen för förhållandet framlår- och baklår i de olika typerna av knäböj

	Pearsons r	Signifikans
Par 1: Knäböj 1 & Knäböj 2	0.902	0.000
Par 2: Knäböj 1 & Knäböj 3	0.779	0.000
Par 3: Knäböj 2 & Knäböj 3	0.825	0.000

Korrelationen för muskelaktiviteten i framlår vid Knäböj 1 och Knäböj 2 hade ett väldigt starkt samband, Pearsons $r=0,902$ ($p<0,001$). Knäböj 1 och Knäböj 3 hade ett starkt samband, Pearsons $r=0,779$ ($p<0,001$). Korrelation för Knäböj 2 och Knäböj 3 hade ett väldigt starkt samband, Pearsons $r=0,825$ ($p<0,001$).



Figur 4. Tabellen visar medelvärde för muskelaktiviteten för fram- och baklår angiven i mikrovolt.

Resultaten i figur 4 visar att muskelaktiviteten angiven i mikrovolt (μV) är störst i knäböj 3 $186,5 \pm 44,5 \mu\text{V}$. Därefter kommer knäböj 1 med $177,7 \pm 51,7 \mu\text{V}$ och sedan knäböj 2 med $162,1 \pm 38,5 \mu\text{V}$.

Tabell 3. Korrelationen och signifikansen för uppmätt muskelaktivitet mellan de olika typerna av knäböj.

	Pearsons r	Signifikans
Par 1: Knäböj 1 & Knäböj 2	0.846	0.010
Par 2: Knäböj 1 & Knäböj 3	0.575	0.338
Par 3: Knäböj 2 & Knäböj 3	0.696	0.001

Korrelationen för muskelaktiviteten angiven i mikrovolt för Knäböj 1 och Knäböj 2 hade ett väldigt starkt samband, Pearsons $r=0.846$ ($p<0.010$). Korrelation för Knäböj 1 och Knäböj 3 hade ett måttligt samband, Pearsons $r=0.575$ ($p<0,338$). Korrelationen för Knäböj 2 och Knäböj 3 hade ett starkt samband, Pearsons $r=0,696$ ($p<0.001$)

6 DISKUSSION

Närmare under kommande rubriker kommer vi diskutera resultaten och vår metod samt ge förslag till kommande arbeten och studier.

6.1 Resultatdiskussion

Syftet med examensarbetet var att undersöka hur muskelaktiviteten skiljer sig i fram- och baklår under tre olika typer av knäböj. Som tidigare beskrivet utfördes alla tre varianter med samma standardiserade brett och djup. Vid knäböj 1 fick testpersonerna utföra 12 repetitioner till standardiserat djup i egen lugn takt. Knäböj 2 skiljde sig på så sätt att testpersonerna fick en box placerad framför tårna och knäna, för att knäna inte skulle åka över tålinjen, vilket gjorde att testpersonerna fick justera övre kroppens position för att kunna utföra de 12 repetitionerna till standardiserat djup. Knäböj 3 utfördes lutandes mot en vägg med hela ryggen, 12 repetitioner med den standardiserade bredden och djupet.

Resultaten visar att muskelaktiviteten i framlåret i förhållande till baklåret är störst i Knäböj 3, när man jämför med Knäböj 1 och Knäböj 2 (figur 3). Lägst muskelaktivitet i framlåret i förhållande till baklåret hade Knäböj 2. Knäböj 1 placerar sig i mitten av Knäböj 3 och Knäböj 2. Detta går i linje med tidigare forskning utförd med yt-EMG (Lee et al. 2016). De undersökte hur bålflexionen påverkar muskelaktiviteten i fram- och baklår. De kom fram till att muskelaktiviteten i framlåret steg då bålflexionen minskade. Detta stämmer överens med våra resultat av mätningarna med smartshortsen då vi såg samma trend i vårt upplägg och resultat.

Muskelaktiviteten mätt i mikrovolt var högst i Knäböj 3 som utfördes lutandes mot en vägg, sedan Knäböj 1 och Knäböj 2 (figur 4). Dessa resultat följer alltså samma trend som resultaten i figur 3, muskelaktiviteten är högre i framlåret då muskelaktiviteten i framlåret är högre i förhållande till baklåret.

Tidigare forskning har undersökt hur djupet och fötternas position inverkar på muskelaktiviteten i fram- och baklår. Forskningarna visade att störst muskelaktivitet mättes vid en vinkel på 90 grader i knäleden. Vi valde därför att standardisera samtliga av våra knäböj till samma djup, det vill säga en 90 graders vinkel i knäleden. Fötternas position verkade inte på muskelaktiviteten i fram- och baklår, däremot på gluteus maximus, vilket Myontecs smartshorts inte mäter för att elektroder för gluteus maximus saknas i denna modell. Det hade varit intressant att se om eller hur gluteus maximus

muskelaktivitet skiljde sig i våra typer av knäböj då vi standardiserat fötternas ställning enligt axelbredden då gluteus maximus är arbetande muskel i knäböj.

Korrelation i vår studie var hög vilket visar att vårt testprotokoll och standardiseringen av de olika typerna av knäböjen lyckats, vilket tyder på hög validitet. Detta går i linje med tidigare forskning gjorda med smartshorts, Colyer och McGuigan (2018) jämförde smartshorts med traditionella yt-EMG tester och visade att tester med smartshorts är reproducerbara. Finni et al. (2007) förstärker denna uppfattning med deras studie, de visade att mätningar med smartshorts är en valid och genomförbar metod för att bedöma det genomsnittliga rektifierade EMG-värdet. De kom även fram till att mätningar med smartshorts är reproducerbara, till och med bättre än traditionella yt-EMG.

Resultaten visar att smartshortsen kan användas som ett pålitligt mätinstrument i motsvarande undersökningar. Korrelationen mellan Knäböj 1 och 2 för muskelaktiviteten i framlåret i förhållande till baklåret var $r=0.902$, mellan Knäböj 1 och Knäböj 3 var $r=0.779$ samt mellan Knäböj 2 och Knäböj 3 var $r=0.825$. Korrelationen för uppmätt muskelaktivitet i mikrovolt var mellan Knäböj 1 och Knäböj 2 $r=0.846$, mellan Knäböj 1 och Knäböj 3 $r=0.575$ samt mellan Knäböj 2 och Knäböj 3 $r=0.696$. Korrelation var i helhet bättre vid mätningarna av muskelaktivitet i framlår i förhållande till baklår jämfört med muskelaktiviteten mätt i mikrovolt. Tidigare beskrev vi hur Hassmén och Hassmén (2008) berättade att koefficienten bör ligga vid 0.70 eller högre för ett reliabelt resultat. Detta visar att våra resultat har ett starkt samband och att resultaten är reliabla.

Från den fysioterapeutiska och terapeutiska träningens synvinkel anser vi att resultaten kan fungera som vägledande rehabiliteringsverktyg för de som planerar eller genomgår rehabilitering av nedre extremiteten. Framför allt när rehabiliteringsmålet ligger vid stärkande av nedre extremitetens muskulatur som fram- och baklår. Dessa muskler spelar en nyckelroll i flera typer av rehabiliteringsprocesser, bland annat vid höftoperationer och knäskador. Utifrån våra testresultat kan man avläsa vilken typ av knäböj som ger störst andel muskelaktivitet i förhållande till baklår samt muskelaktivitet i mikrovolt. Detta kan ge verktyg vid planering av rehabiliteringen, till exempel om målet är att stärka framlår skulle det enligt resultaten vara fördelaktigt att välja Knäböj

3. Det är viktigt att komma ihåg att resultaten är riktgivande, för mera specifika råd skulle det vara bra att ha ett större antal testpersoner.

Som Kisner et al. (2018) beskrev, är det viktigt för en fysioterapeut att ha kunskap om hur olika träningsinterventioner påverkar de centrala delarna i funktionsförmågan samt hur olika former av träning påverkar olika vävnader såsom musklerna. Smartshortsen ger i realtid information samt statistiska verktyg för planeringen av den terapeutiska träningen. Det är viktigt att komma ihåg att all typ av fysioterapi, terapeutisk träning och rehabilitering har sina individuella olikheter. Det är därför viktigt att individanpassa träningen och rehabiliteringen för att uppnå de mål man satt upp, t.ex. att uppnå en god funktionsförmåga. Implementeringen av knäböj i rehabiliteringen kan ske vid olika tidpunkter, smartshortsen kan vara ett bra verktyg för att kontrollera och förbättra muskelaktiviteten i fram- eller baklår. Våra resultat går även i linje med Lorezenti et al.s (2018) teori om att knäböjets utgångsposition bestämmer den enskilda procentuella fysiologiska samt mekaniska belastningen på nedre extremitetens muskler. Som tidigare nämnt steg muskelaktiviteten i framlåret när övre kroppens position blev rakare.

6.2 Metoddiskussion

Vi är nöjda över hur testet och standardiseringen av testet lyckades. Dock har vi med kritiska ögon funderat över hur framtida tester och undersökningar kunde förbättras, samt vilka typer av undersökningar vore intressanta att genomföra. De variabler som inverkar på graden av aktivering och användningen av fram- och baklår i förhållande till varandra går att justera på ett flertal sätt, detta visar bland annat studierna av Marchetti et al. (2016), Paoli et al. (2009) samt Lee et al. (2016). Något som vore intressant att undersöka är hur muskelaktiviteten påverkas av tidsvariabeln, det vill säga på vilket sätt muskelaktiviteten förändras beroende på tiden för den koncentrisk och excentrisk fasen. Tiden för utförandet av våra knäböj var ej fastställda, testpersonerna fick instruktioner att genomföra knäböjen i egen lugn takt, vi ville skapa en reflektion över hur det kan se ut i en rehabiliteringssituation, det vill säga att testpersonen fick utföra knäböjen i egen naturlig takt. Som tidigare nämnt av Trew och Everett (2005) förändras muskelarbetet beroende på den koncentrisk och excentrisk fasen, man kunde i kommande studier kontrollera tidsvariabeln genom att använda till exempel en metronom.

Friktionsfenomenet är en variabel som bör beaktas i våra resultat när det kommer till mängden muskelaktivitet mätt i mikrovolt. Våra typer av knäböj var designade att utföras med kroppsvikt för att efterlikna utförandet i rehabiliteringsprocessen och vardagsaktiviteter. Resultaten visar att det uppstod störst muskelaktivitet i Knäböj 3, vi diskuterade ifall friktionen mot testväggen kunde ha påverkat resultaten av uppmätt muskelaktivitet i mikrovolt. Dock tror vi inte att detta inverkat på fördelningen av muskelaktivitet mellan fram- och baklår.

De individuella skillnaderna är även värda att ta i beaktande då förmågan att aktivera en viss muskelgrupp kan inverka på testresultaten. Det kan finnas individuella skillnader på dominerande aktivitet i fram- och baklår. Vårt urval bestod av 17 kvinnor och 8 män. Skillnader fanns även i ålder, BMI, vikt och längd (tabell 1). Ett större urval kunde hjälpa att få mer riktgivande och reliabla resultat.

7 KONKLUSION

Syftet med vårt examensarbete var att undersöka hur muskelaktiviteten skiljer sig mellan olika typer av knäböj. Resultaten visade att utförandet i de olika typerna av knäböj påverkar muskelaktiviteten och muskelaktivitetsförhållandet mellan fram- och baklår mätta med Myontecs smartshorts. Resultaten visade att muskelaktiviteten i framlåret ökade då bålflexionen minskade. För att ge ytterligare verktyg och riktlinjer för hur smartshortsen kunde användas i fysioterapin, den terapeutiska träningen och inom rehabilitering bör studier utföras med större urval samt standardisera och mäta andra variabler.

KÄLLOR

- Arcada. *God vetenskaplig praxis vid utbildning och forskning vid Arcada*. 2020.
Tillgänglig: https://start.arcada.fi/system/files/media/file/2019-06/god_vetenskaplig_praxis_i_utbildning_och_forskning_vid_arcada.pdf Hämtad: 7.3.2020
- Behnke, R. S., 2015. *Anatomi för idrotten: fakta om rörelseapparaten*. 2 uppl., SISU idrottsböcker, Stockholm.
- Colyer, S. L., & McGuigan, P. M. 2018. *Textile electrodes embedded in clothing: a practical alternative to traditional surface electromyography when assessing muscle excitation during functional movements*. *Journal of sports science & medicine*.
Tillgänglig: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC5844196/#ref18> Hämtad: 1.2.2019
- Dahmström, K. 2000. *Från datasamling till rapport – att göra en statistisk undersökning*. Studentlitteratur
- Evans, J. D. (1996). *Straightforward statistics for the behavioral sciences*. Thomson Brooks/Cole Publishing Co.
- Finni, T., Hu, M., Kettunen, P., Vilavuo, T. & Cheng, S. 2007. *Measurement of EMG activity with textile electrodes embedded into clothing*. *Physiological Measurement*, vol. 28, nr 11, s. 1405-1419.
- Hassmén, N & Hassmén, P. 2008, *Idrottsvetenskapliga forskningsmetoder*, Stockholm: SISU Idrottsböcker, s.125.
- Joutjärvi, T. 2014. *Monikanavaelektrodilla mitattu alueellinen lihasaktiivisuus eri nivelkulmilla isometrisessä tahdonalaisessa ja sähköstimulaatiolla aiheutetussa lihastyössä*. Tillgänglig:
<https://jyx.jyu.fi/bitstream/handle/123456789/43106/URN:NBN:fi:jyu-201403251398.pdf?sequence=1> Hämtad: 1.2.2019
- Kisner, C., Colby, L. A., & Borstad, J. 2017. *Therapeutic exercise: Foundation and techniques*. Fa Davis. Tillgänglig:
https://books.google.fi/books?hl=fi&lr=&id=yZc6DwAAQBAJ&oi=fnd&pg=PR1&dq=therapeutic+exercise&ots=Neu-E-hyTe&sig=FaP39hPgF4QO_121Iz5P5Ihpz60&redir_esc=y#v=onepage&q=therapeutic%20exercise&f=false Hämtad: 1.3.2019
- Konrad, P. (2005). *The ABC of EMG: A Practical Introduction to Kinesiological Electromyography*. Tillgänglig:
https://scholar.google.se/scholar?hl=sv&as_sdt=0%2C5&q=The+ABC+of+EMG%3A+A+Practical+Introduction+to+Kinesiological+Electromyography.&btnG=
Hämtad 1.2.2019

- Lee, T., Song, M., & Kwon, Y. 2016. Activation of back and lower limb muscles during squat exercises with different trunk flexion. *Journal of Physical Therapy Science*, 28(12), 3407-3410.
- Lorenzetti, S., Ostermann, M., Zeidler, F., Zimmer, P., Jentsch, L., List, R., Taylor, W., Schllenberg, F. 2018. *How to squat? Effects of various stance widths, foot placement angles and level of experience on knee, hip and trunk motion and loading*. *BMC Sports Science, Medicine and Rehabilitation*, 10(1), 14. Tillgänglig: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC6050697/> Hämtad: 221.2019
- Marchetti, P., Jarbas da Silva, J., Jon Schoenfeld, B., Nardi, P., Pecoraro, S., D'Andréa Greve, J., & Hartigan, E. 2016. Muscle Activation Differs between Three Different Knee Joint-Angle Positions during a Maximal Isometric Back Squat Exercise. *Journal of Sports Medicine*, 2016, 6.
- Obeiri, B., Apuke. 2017. Quantitative research methods: A synopsis approach. *Arabian journal of Buisness and Management, Review*, Vol 6. Tillgänglig: https://www.researchgate.net/publication/320346875_Quantitative_Research_Methods_A_Synopsis_Approach Hämtad: 14.1.2020
- Paoli, A., Marcolin, G., & Petrone, N. 2009. *The Effect of Stance Width on the Electromyographical Activity of Eight Superficial Thigh Muscles During Back Squat With Different Bar Loads*. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 23(1), 246-250.
- Sonesson. B., Sonesson. G. *Anatomi och fysiologi* 2006. Liber AB
- Dahmström, K. 2000. *Från datasamling till rapport – att göra en statistisk undersökning*. Studentlitteratur
- Trew, M., Everett, T. *Human movement-An introductory text*. 2005. Elsevier Churchill Livingston.
- Türker, H., & Sözen, H. 2013. *Surface electromyography in sports and exercise*. *Electrodiagnosis in new frontiers of clinical research*, 181. Tillgänglig: https://books.google.fi/books?hl=sv&lr=&id=0uKgDwAAQBAJ&oi=fnd&pg=PA175&dq=surface+electromyography+in+sports+and+exercise&ots=OHUHjqPQNI&sig=BrVAmNVOIELbBFv2TNo625QgAG4&redir_esc=y#v=onepage&q=surface%20electromyography%20in%20sports%20and%20exercise&f=false Hämtad: 1.2.2019

BILAGOR

Bilaga 1: Följebrev

Hej,

Vi är Jannike Wesander, Janica Vaskelainen, Sonja Pettersson, Rebecca Ljung, Oskar Dahllund och Kim Snickars från yrkeshögskolan Arcada och studerar på fysioterapilinjen. 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 90 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 testlab, undersökningen med trappgång utförs delvis i Arcadas idrottshall och undersökningen med knäböj utförs i skolans testlab/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. 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 9

Bilaga 2: Informerat samtycke

Jag har blivit ombedd att delta i en undersökning som utförs av Arcada. Jag har tillgivit 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 3: Förhandsenkät

Ålder _____

Kön _____

Längd (cm) _____

Vikt (kg) _____

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: _____