



Høgskulen på Vestlandet

BFY330 - Bacheloroppgave

BFY330

Predefinert informasjon

Startdato:	06-02-2019 09:00	Termin:	2019 VÅR
Sluttdato:	21-05-2019 14:00	Vurderingsform:	Norsk 6-trinns skala (A-F)
Eksamensform:	Bacheloroppgave	Studiepoeng:	15
SIS-kode:	203 BFY330 1 HM 2019 VÅR		
Intern sensor:	(Anonymisert)		

Deltaker

Kandidatnr.: 365

Informasjon fra deltaker

Antall ord *: 8452

Egenerklæring *: Ja

**Inneholder besvarelsen
konfidensiell materiale?:** Nei

**Jeg bekrefter at jeg har
registrert oppgavetittelen
på norsk og engelsk i
StudentWeb og vet at
denne vil stå på
vitnemålet mitt *:** Ja

Gruppe

Gruppenavn: (Anonymisert)

Gruppenummer: 1

**Andre medlemmer i
gruppen:** Deltakeren har innlevert i en enkeltmannsgruppe

Jeg godkjenner avtalen om publisering av bacheloroppgaven min *

Ja

Er bacheloroppgaven skrevet som del av et større forskningsprosjekt ved HVL? *

Ja, Forskjeller i lungeventilasjon og arbeidsøkonomi ved to ulike sittestillinger på sykkel.

Er bacheloroppgaven skrevet ved bedrift/virksomhet i næringsliv eller offentlig sektor? *

Nei



BACHELOROPPGAVE

Muskelaktivering i Hamstrings og Quadriceps
ved to ulike sittestillinger på sykkel.

Muscle activation in Hamstrings and Quadriceps
in two different positions on a bicycle.

Kandidatnummer: 365

Bachelor i fysioterapi

Institutt for helse og funksjon

Avdeling for helse- og sosialfag

Innleveringsdato: 21.05.19

Antall ord: 8452

Forord

Denne bacheloroppgaven er skrevet i forbindelse med bachelorstudiet i fysioterapi ved Høgskulen på Vestlandet (HVL). Min interesse for temaet muskelaktivering på sykkel startet høsten 2018. Da jeg skulle bestemme meg for hva jeg ville fordype meg i i bacheloroppgaven ønsket jeg å gjøre noe praktisk. Lars Peder Bovim tipset meg om prosjektet til Haakon Kvidaland og han var positiv til at jeg ble med i hans prosjekt. Etter dette har jeg og Haakon hatt godt over 40 timer med testing på Rehabiliteringslaben ved HVL. Det har vært en tidkrevende prosess med mye å sette seg inn i forhold til bruk av elektromyografi. Til tross for det har det vært veldig interessant og lærerikt å få kjennskap til hvordan slikt utstyr kan brukes.

Ført og fremst vil jeg få takke Haakon Kvidaland som lot meg få være med i hans prosjekt. Jeg vil takke min veileder Ola Drange Røksund ved HVL for god veiledning og oppfølging under bachelorprosjektet. Jeg vil også rette en takk til Lars Peder Bovim som har gitt meg opplæring og gode råd angående bruk av EMG og programvare for statistisk analyse. En takk må også rettes til HVL for lån av Rehabiliteringslaben og utstyr til testingen. Sist men ikke minst, en stor takk til alle deltakerne som var med i prosjektet. Uten den gode innsatsen deres hadde ikke prosjektet blitt noe av.

Bergen, 2019

Dato

Stig André Tveito

Abstrakt

Tittel: Muskelaktivering i Hamstring og Quadriceps ved to ulike sittestillinger på sykkel.

Bakgrunn: Innen fysioterapi er sykling en aktivitet som blir anvendt for å påvirke muskelstyrke, bevegelighet og det kardiovaskulære systemet. Syklene som brukes i dag har ofte mange innstillingsmuligheter, samt at den som sykler kan plasseres ulikt på sykkelen. Det er derfor viktig å ha vite hvordan biomekaniske og fysiologiske faktorer blir påvirket av endringer på sykkelen og endringer i plassering. I denne studien ønsker jeg å studere hvordan to ulike sittestillinger påvirker muskelaktiveringen i Quadriceps og Hamstrings ved to ulike intensiteter.

Problemstilling: Hvordan påvirker sittestillingen på sykkel muskelaktiveringen i Quadriceps og Hamstring ved submaksimal og maksimal intensitet i et stabilt miljø uten luftmotstand?

Metode: I oppgaven ble det gjort et single subject tverrsnittstudie med randomisert pre/post design. Deltakerne gjennomførte en laktatprofiltest og en VO₂maks-test i to ulike sittestillinger. I den ene sittestillingen hadde deltakerne hendene plassert på styret, mens i den andre hadde de plassert hendene i bukken. Muskelaktivering i Biceps Femoris, Semitendinosus, Rectus Femoris og Vastus Medialis ble registrert med elektromyografi. De to ulike sittestillingene ble testet på to ulike dager, med identisk individuelle tilpassede protokoller.

Resultat: 16 triatleter eller syklister ble rekruttert til studien, hvorav 12 ble inkludert i resultatanalysen. Ved submaksimal intensitet ble det ikke funnet noen signifikant forskjell i muskelaktiveringen mellom bukk og styre for Biceps Femoris ($p=0,74$), Rectus Femoris ($p=0,7$), Semitendinosus ($p=0,89$) eller Vastus Medialis ($p=0,06$). Det ble heller ikke funnet noen signifikante forskjeller i muskelaktiveringen mellom bukk og styre for Biceps Femoris ($p=0,88$), Rectus Femoris ($p=0,56$), Semitendinosus ($p=0,98$) eller Vastus Medialis ($p=0,63$).

Konklusjon: I et stabilt miljø uten luftmotstand er det ingen signifikant forskjell i muskelaktiveringen i Biceps Femoris, Semitendinosus, Rectus Femoris eller Vastus Medialis i en mer oppreist sittestilling med hendene på styret, sammenlignet med en mer fremoverlent sittestilling med hendene i bukken.

Abstract

Title: Muscle activation in Hamstrings and Quadriceps in two different positions on a bicycle.

Background: In physiotherapy, cycling is an activity that is used to affect muscle strength, mobility and the cardiovascular system. The bicycles used today often have many adjustment options, and the cyclist can be placed differently on the bike. Therefore, it is important to know how biomechanical and physiological factors are affected by changes on the bike and changes in the cyclist's position. This study examines how two different sitting positions affect muscle activation in Quadriceps and Hamstrings at two different intensities.

Clinical question: How does sitting position on the bike affect muscle activation in Quadriceps and Hamstring at submaximal and maximum intensity in a stable environment without air resistance?

Method: This thesis uses a single subject crossover study with randomized pre/post design. Participants perform a lactate profile test and a VO₂max test in two different sitting positions on the bike. In one sitting position, the participants have placed their hands onto the top of the handlebar, while in the other they have placed their hands onto the drops of the handlebar. Muscle activation in Biceps Femoris, Semitendinosus, Rectus Femoris and Vastus Medialis was recorded by electromyography. The two different sitting positions are tested on two different days, with identical individual custom protocols.

Result: 16 triathletes or cyclists were recruited to the study, of which 12 were included in the results analysis. At submaximal intensity, no significant difference was found in muscle activation in Biceps Femoris ($p = 0.74$), Rectus Femoris ($p = 0.7$), Semitendinosus ($p = 0.89$) or Vastus Medialis ($p = 0.06$) between the two positions. Also, no significant differences were found in muscle activation in Biceps Femoris ($p = 0.88$), Rectus Femoris ($p = 0.56$), Semitendinosus ($p = 0.98$) or Vastus Medialis ($p = 0.63$) at maximum intensity.

Conclusion: In a stable environment without air resistance, there is no significant difference in muscle activation in Biceps Femoris, Semitendinosus, Rectus Femoris or Vastus Medialis in a more upright sitting position with the hands onto the top of handlebars, compared to a more forward sitting position with the hands in the drops.

Innholdsfortegnelse

1.0 Innledning.....	8
2.0 Teori.....	9
2.1 Muskelfysiologi.....	9
2.1.1 Muskelens oppbygning.....	9
2.1.2 Muskelkontraksjon	10
2.1.3 Faktorer i nervesystemet som påvirker muskelstyrken	11
2.1.4 Faktorer i muskel- og skjelettsystemet som påvirker muskelstyrken	12
2.1.4 a Sammenheng muskellengde og muskelaktivering	12
2.2 Elektromyografi (EMG).....	13
2.3 Sykling.....	14
2.3.1 Anatomi og biomekanikk.....	14
2.3.2 Faktorer som påvirker muskelaktiveringen under sykling	15
2.3.2a Sykkelteknikk	16
2.3.2b Intensitet og arbeidsbelastning.....	16
2.3.2c Justering på sykkel og endring av sittestilling.....	16
2.4 Fysioterapi og sykling	19
2.4.1 Sykkel i rehabilitering	19
2.4.2 Sykling og skader	20
3.0 Metode	20
3.1 Metodisk tilnærming	20
3.2 Testutvalg	20
3.2.1 Rekrutteringsprosess.....	21
3.2.2 Randomisering.....	21
3.3 Forberedelser	21
3.4 Testprosedyrer	21
3.4.1 Elektromyografi	22
3.4.2 Laktatprofiltest	23
3.4.3 VO ₂ maks-test.....	24
3.5 Statistisk analyse	24
3.6 Etisk hensyn.....	24
4.0 Resultat.....	25
4.1 Testutvalg	25
4.2 Ulike sittestillinger ved submaksimal intensitet - Laktatprofiltest.....	25
4.3 Ulike sittestillinger ved maksimal intensitet - VO ₂ maks-test	26

5.0 Diskusjon	27
5.1 Diskusjon av resultater opp mot tidligere forskning	27
5.2 Metodediskusjon og feilkilder	29
5.2.1 Testutvalg	30
5.2.2 Testprosedyrer	30
5.2.3 Utstyr	31
5.3 Klinisk relevans	33
5.4 Videre forskning	34
6.0 Konklusjon	35
7.0 Litteratur.....	36

Vedlegg:

Vedlegg 1 – Rådata laktatprofiltest og VO₂maks-test

Vedlegg 2 – Samtykkeskjema

Vedlegg 3 – Godkjenning fra NSD

Oversikt over figurer og tabeller

Figur 1 Oppbygningen av en muskel.....	9
Figur 2 Spredning av aksjonspotensiale i en muskelcelle.....	10
Figur 3 Aktivert muskulatur i pedalsyklusen.....	14
Figur 4 Ulike elementer som kan påvirke muskelaktiveringen på sykkel.....	18
Figur 5 Elektrodeplassering.....	21
Figur 6 Transmitter/mottaker, sensor og selvklebende elektroder.....	22
Figur 7 Tacx Neo Smart sykkelrulle.....	22
Figur 8 Oversikt over testforløpet.....	23
Figur 9 Frafall, inkluderte testpersoner og inkluderte data i analysen.....	24
Figur 10 Grafisk fremstilling av resultat fra VO ₂ maks-test.....	26
Figur 11 Grafisk fremstilling av resultat fra laktat-test.....	26
Tabell 1 Demografisk oversikt.....	24
Tabell 2 Resultat laktatprofiltest.....	25
Tabell 3 Resultat VO ₂ maks-test.....	25

1.0 Innledning

Sykling blir bedrevet av millioner av mennesker verden over, og blir brukt til transport, rekreasjon, trening og konkurranse (Hug & Dorel, 2009). Levekårsundersøkelsen fra 2016 viser at 36% av den norske befolkningen over 16 år har drevet med sykling eller vært på sykkeltur i løpet av de siste 12 månedene, og 34% har trent spinning (Statistisk Sentralbyrå, 2017). For å tilfredsstille menneskenes behov finnes det i dag en rekke ulike typer sykler; landeveissykler, terrengsykler, BMX-sykler, hybridsykler, liggesykler, el-sykler etc. (Store norske leksikon, 2019). I rehabilitering blir også sykkelen benyttet, oftest stasjonære.

Innen fysioterapi er kropp, bevegelse og funksjon sentrale evner, og som fysioterapeut arbeider man med å forebygge og behandle skader og sykdommer som påvirker muskel - og skjelettapparatet. I forebygging og behandling benyttes ulike metoder, teknikker og øvelser der målet er å sette i gang en endringsprosess som kan gi smertelindring, bedring i funksjon eller opprettholde funksjon (Norsk fysioterapeutforbund, 2015). Ett av redskapene som kan benyttes i en slik prosess er sykkelen. Sykling er en aktivitet der hele kroppen aktiviseres. Selve sykkelbevegelsen foregår i hoft-, kne- og ankelledd, mens muskulatur i trunkus og overekstremitetene bidrar til stabilitet, balanse og kontroll, slik at underekstremitetene får best mulig arbeidsforhold (Palastanga & Soames, 2012, s.273). Sykling kan påvirke muskelstyrke, bevegelighet og det kardiovaskulære systemet, som videre kan gi positive effekter på mobilitet, daglige aktiviteter og deltakelse hos personer med fysiske utfordringer (Johnston, 2007).

Kunnskap og analyse av biomekaniske forhold ved ulike arbeidsstillinger er sentralt i en fysioterapeuts vurdering. På syklene som benyttes i rehabilitering er det ofte mange innstillingsmuligheter, samt at den som sykler kan plasseres på ulike måter. Dette kan påvirke fysiologiske og biomekaniske faktorer, som videre kan ha betydning for hvordan de involverte musklene påvirkes.

I mitt bachelorprosjekt ønsker jeg å undersøke hvordan to ulike sittestillinger på sykkelen påvirker muskelaktiveringen i Rectus Femoris, Vastus Medialis, Biceps Femoris og Semitendinosus ved submaksimal- og maksimal intensitet. Det er gjort tilsvarende studier innenfor temaet, men resultatene er varierende. Derfor ønsker jeg å gjøre et slikt forsøk, for å se hvordan sittestillingen på sykkelen påvirker muskelaktiveringen. Ved å få en bredere

kunnskap om sittestillingen påvirker muskelaktiveringen i underekstremitetene, vil jeg kunne bruke sykkel på en mer optimal måte i det kliniske arbeidet med pasienter.

Problemstilling: Hvordan påvirker sittestillingen på sykkel muskelaktiveringen i Quadriceps og Hamstring ved submaksimal og maksimal intensitet i et stabilt miljø uten luftmotstand?

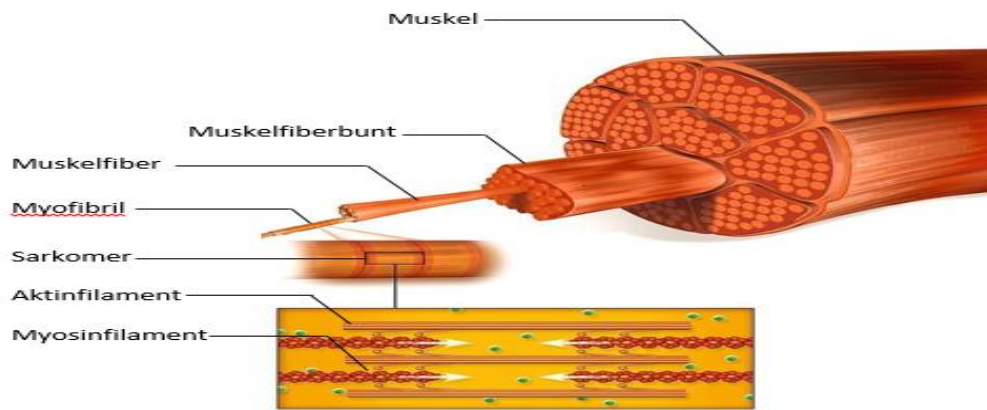
2.0 Teori

2.1 Muskelfysiologi

Musklene kan deles inn i tre hovedgrupper: 1.skjelett- eller tverrstripet muskulatur, 2.glatt muskulatur og 3.hjertemuskulatur (Falkenberg, Gasbjerg & Nielsen, 2000, s.94). Viljestyrte bevegelser blir utført med skjelettmuskulatur, og det er den som vil bli beskrevet videre i oppgaven.

2.1.1 Muskelens oppbygning

En muskel består av mange celler, og disse cellene kalles ofte muskelfibrer (Gjerset, Haugen & Holmstad, 2010, s.345). Muskelfibrene består av en rekke langsgående proteinstrukturer, myofibriller. Det er disse som gjør at muskelen kan kontraheres (Falkenberg et al., 2000, s.95). Myofibrillene består av kontraktile filamenter, aktin og myosin. Hver myofibril er inndelt i en rekke enheter som blir kalt sarkomer, og i hver enda av sarkomerene er det såkalte Z-linjer som avgrenser dem. Aktinfilamentene er festet til Z-linjene og peker innover mot midten av sarkomeren. Myosinfilamentene er også lokalisert i samme retning som aktinfilamentene, slik at myosinhodene kan ta tak i aktinfilamentet. Koblingen mellom myosinhodene og aktinfilamentet kalles tverrbroer. Når disse er dannet, trekker myosinhodene aktinet og Z-linjen inn mot midten av myosinfilamentet, slipper taket, tar tak i aktinet igjen og trekker aktinet og Z-linjen lengre inn mot midten. Når denne prosessen skjer samtidig i mange sarkomerer, myofibriller og muskelfibrer skjer det en forkortning i muskelen, altså en kontraksjon (Gjerset et al., 2010, s.346).

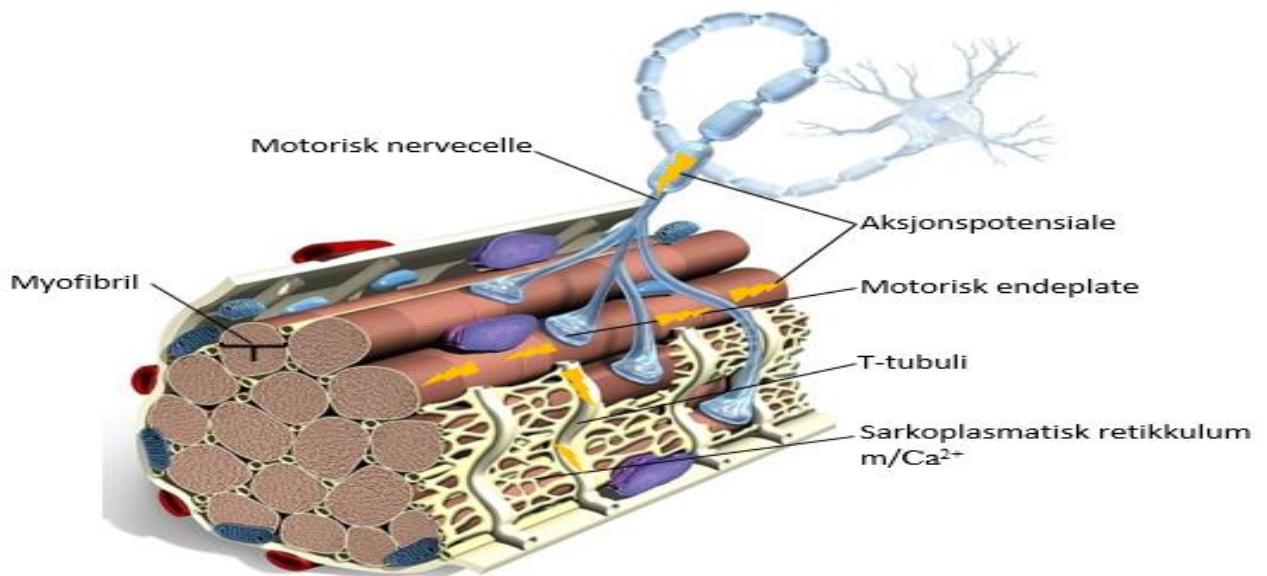


Figur 1. Oppbygningen av en muskel. Modifisert etter *Muscle structure artwork*, av Lunau (https://quest.eb.com/search/myofibril/3/132_1370069/Muscle-structure-artwork/more) fra Britannica ImageQuest, 2019.

2.1.2 Muskelkontraksjon

En forutsetning for at skjelettmuskulaturen skal kunne kontrahere, er at den har kontakt med nervesystemet. Når vi bestemmer oss for å ekstendere i kneet blir det sendt signaler fra hjernen videre til en motorisk nervecelle i ryggmargen og ender tilslutt i Quadriceps. En motorisk nervecelle i ryggmargen og de muskelfibrene den er i kontakt med, kalles en motorisk enhet (Gjerset et al., 2010, s.349). Det er stor variasjon i størrelsen på en motorisk enhet. Størrelsen blir bestemt av antall muskelfibre og fibrenes størrelse. Et eksempel på den store variasjonen sees om man sammenligner Quadriceps og øyets muskler. Quadriceps har opp mot 1000 muskelfibre pr. motorisk enhet, mens øyets muskler har mindre enn 10.

Den motoriske nervecellen ender opp på muskelfiberen i det som kalles en motorisk endeplate, der nervesignalet/aksjonspotensialet fra ryggmargen overføres. Når muskelen blir aktivert øker cellemembranens permeabilitet for Na^+ , og Na^+ begynner å strømme inn i muskelfiberen. Da vil den elektriske spenningen i muskelfiberens cellemembran endres (Falkenberg et al., 2000, s.97). Det skjer en depolarisering. Om muskelfiberens cellemembran blir depolarisert til sin terskelverdi, blir det utløst en elektrisk impuls/ aksjonspotensiale (Simonsen & Hansen, 2010, s.140). Aksjonspotensialet sprer seg langs cellemembranen og inn i T-tubuli. T-tubulene er i kontakt med sarkoplasmatisk retikkulum (SR), og når aksjonspotensialet når SR, frigjøres det Ca^{2+} -ioner fra SR til muskelcellens cytosol. Ca^{2+} binder seg da til troponinet på aktinfilamentene, og tropomyosinet flytter seg fra bindingstedene. Bindingsstedene på aktinfilamentet blir da frigjort, slik at myosinhodene kan ta tak i aktinet og kontrahere muskelen (Dahl, 2008.s.30-31).



Figur 2. Spredning av aksjonspotensiale i en muskelcelle. Modifisert etter *Neuromuscular junction artwork* av Dalhoff (https://quest-eb-com.galanga.hvl.no/search/neuromuscular-junction/1/132_1434988/Neuromuscular-junction-artwork) fra Britannica ImageQuest, 2019.

2.1.3 Faktorer i nervesystemet som påvirker muskelstyrken

Kraften som utvikles i en muskelgruppe er avhengig av hvor mange motoriske enheter som er rekruttert. De motoriske enhetene rekrutteres i et hierarkisk system når dreiemomentet over et ledd økes. Om muskelkontraksjonen trenger liten kraft rekrutteres de minste motoriske enhetene. Om vi må utvikle større kraft blir det rekruttert flere og større motoriske enheter (Raastad, Paulsen, Refsnes, Rønnestad & Wisnes, 2010 s.28-29). I de fleste større muskler kan kraften reguleres opp mot 80% av maksimal kraft ved å regulere antall rekrutterte motoriske enheter. Deretter må fyringsfrekvensen økes i hver enhet for å komme fra 80% til 100% kraft (Milner-Brown et al., referert i Raastad, 2010, s.28).

Kraften i hver motorisk enhet er avhengig av hvor tett aksjonspotensialene kommer til muskelfiberen. Om kontraksjonen krever større kraft, kan fyringsfrekvensen økes. Ved økt frekvens på aksjonspotensialene, blir det en større konsentrasjon av kalsium i cytosol. Dermed blir flere bindingssteder på aktinet frigjort, som fører til dannelse av flere tverrbroer. Kraften vil da stige ved økt kalsiumkontraksjon opp til en bestemt konsentrasjon der kraften ikke vil økes ytterligere. Når denne konsentrasjonen er nådd er alle bindingsstedene på aktinet frigjort, slik at det er maksimal interaksjon mellom aktin og myosin (Raastad et al., 2010 s.29-30).

Når det skal skapes et dreiemoment over et ledd er det ofte flere muskler som aktiveres, og

det er alltid en samspill mellom mange muskler når flere ledd er involvert. Agonister og synergister samarbeider om å skape dreiemomentet, mens antagonistene har en stabiliserende effekt på leddet. Hvor stor aktivering av antagonistene er vil kunne påvirke aktiveringen av agonistene og synergistene. Om aktiveringen av antagonistene er unødvendig høy kan det være at aktiviteten i agonistene og synergistene må økes for at det ønskede dreiemomentet kan skapes. Ved kompliserte bevegelser som involverer flere ledd er samarbeidet og koordinasjonen mellom synergistene viktig for å skape mest mulig kraft. Dette samarbeidet har sammenheng med hvor god teknikk individet har i en gitt øvelse (Raastad et al., 2010, s.32-33).

2.1.4 Faktorer i muskel- og skjelettsystemet som påvirker muskelstyrken

Det er flere faktorer i muskel- og skjelettsystemet som påvirker muskelstyrken vår. Dette kan være muskulaturens tverrsnittareal, fibertypesammensetning, konsentrasjon av kontraktile proteiner, indre- og ytre momentarmer og muskellengde (Raastad et al., 2010, s.19). Når det gjelder muskellengde er det et kjent fenomen at muskellengden vil påvirke kraftutviklingen. Årsaken til forholdet mellom kraft og muskellengde skyldes overlapping mellom aktin- og myosinfilament i hver sarkomer, som videre avgjør hvor mange aktive tverrbroer som dannes. Når muskellengden endres vil også leddvinkelen endres. En endring i leddvinkel vil kunne påvirke den indre momentarmen, i tillegg til at bindevev og serieelastiske strukturer i muskelfibrene vil utgjøre en betydelig elastisk komponent ved lengre muskellengder. Slike faktorer vil påvirke dreiemomentet som skapes (Raastad et al., 2010, s.25-26).

2.1.4 a Sammenheng muskellengde og muskelaktivering

Flere studier har tatt for seg sammenhengen mellom muskellengde eller leddvinkel og muskelaktivering. Onishi et al. (2002) observerte at muskelaktiveringen i Hamstring endret seg ved endring i fleksjon i kneet under en maksimal isokinetisk kontraksjon. Muskelaktiveringen i Semitendinosus (ST), Semimembranosus (SM) og Biceps Femoris korte hodet økte signifikant mellom 0°-120° knefleksjon. Samtidig som muskelaktiveringen økte ved kortere muskellengder, ble det målt lavere dreiemoment. For Biceps Femoris lange hodet ble det registrert høyest aktivering mellom 15°- 30°, og deretter en signifikant redusert aktivering fra 30°- 120° knefleksjon. Kellis, Galanis, Kofotolis & Hatzi (2017) undersøkte hvordan hoftevinkelen påvirket muskelaktiveringen i Biceps Femoris og Semitendinosus i en isokinetisk knefleksjon. Det ble gjennomført mageliggende isokinetisk knefleksjon fra 0°- 90° med 0°, 45° og 90° hoftefleksjon. Deres resultater viste at en endring i hoftevinkelen ikke

hadde noen signifikant påvirkning på muskelaktivering i Biceps Femoris og Semitendinosus. Lunnen, Yack & Barney (1981) observerte derimot en lavere muskelaktivering i Biceps Femoris med en hoftevinkel på 135° sammenlignet med 45° og 0°, altså når muskelen er forlenget. En studie gjort av Ema, Wakahara & Kamahari (2017) undersøkte hvordan muskelaktivering i Quadriceps ble påvirket av vinkelen i hoften ved konsentrisk kneekstensjon. Målinger ble gjort på Vastus Medialis, Vastus Lateralis og Rectus Femoris, ved hoftevinkler på 0° og 80° fleksjon. Studien viste at hoftevinkelen ikke påvirket muskelaktivering i de nevnte musklene ved utførelse av kneekstensjon.

2.2 Elektromyografi (EMG)

EMG er en metode som brukes for å måle elektrisk aktivitet som genereres i en muskel ved kontraksjon. Signalene som registreres på hudoverflaten når EMG benyttes, er summen av aksjonspotensialene fra alle de aktive motoriske enhetene på muskelen som undersøkers. Amplituden fra EMG - signalet er knyttet til kraftutviklingen i muskelen. Stor kraftutvikling i muskelen krever stor elektrisk aktivering som igjen fører til stor signalamplitude (Simonsen & Hansen, 2010, s.141).

EMG registreres ved hjelp av elektroder som festes direkte på huden over den ønskede muskelen. Ved bruk av overflateelektromyografi brukes det normalt bipolare elektroder. Det vil si to elektroder som festes midt på muskelbuken langs muskelfiberens lengderetning. Før elektrodene blir festet er det viktig at huden prepareres godt. Dette gjøres for å optimalisere kvaliteten på EMG - signalene og redusere støy (Simonsen & Hansen, 2010, s.142).

Prepareringen av huden går ut på å fjerne hår fra området elektrodene skal festes, rense med alkohol og eventuelt slippe bort døde hudceller med slipepapir (Hermens, Freriks, Disselhorst-Klug, Rau, 2000).

Ved bruk av EMG kan det være flere faktorer som har uheldig påvirkning av signalet. Dette kan være elektrisk støy fra omgivelsene, bevegelse mellom elektroder og hud, bevegelse av kablene og underhudsfett (Konrad, 2006). Om EMG skal registreres fra små muskler er det også en risiko for "cross talk". Det vil si at elektrodene tar opp signaler fra andre nærliggende muskler. For å redusere eller hindre "cross-talk" er det viktig å ha kjennskap til overflateanatomi, slik at elektrodene kan plasseres strategisk riktig. Andre former for støy kan også reduseres eller fjernes ved å filtrere signalene (Simonsen & Hansen, 2010, s.143-144).

2.3 Sykling

I 1817 introduserte Baron Carl von Drais et fremkomstmiddel kalt Velociped, bestående av to hjul forbundet med en planke mellom og en ror-lignende konstruksjon for styring.

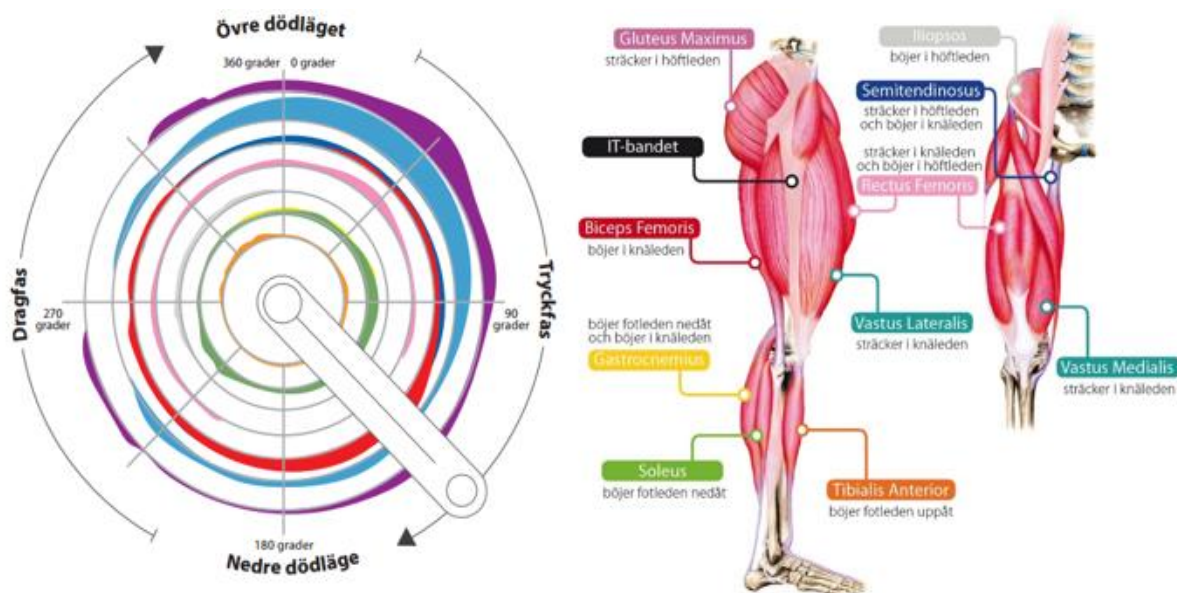
Velocipeden tillot folk å løpe mens de lå fremoverlent på gjenstanden, og på denne måten kunne forflytte seg raskere over lengre avstander. Utover 1800-tallet kom det flere ulike design og modeller uten at de fant et design som kunne utnytte kreftene i beina best mulig. Rundt 1860 kom de første pedalene i ulike varianter, både på forhjulet og bakhjulet. De første modellene hadde små hjul, og ga dermed ikke muligheten til å sykle fort. Dette førte til at hjulene etter hvert ble større og større, og syklene ble mer og mer ustabil og utrygge. De ustabile syklene førte etter hvert til en økt bekymring for sikkerheten til sykklistene, og søken etter en tryggere konstruksjon ble satt i gang. I 1885 kom det en ny type konstruksjon med kjededrift kalt The Rover, og har mange likhetstrekk med den sykkelen vi kjenner i dag (isport, 2019). Siden den gang og frem til nå har sykkelen utviklet seg enormt og det er gjort store fremskritt innen design og teknologi.

2.3.1 Anatomi og biomekanikk

Sykling foregår ved hjelp av en sirkulær bevegelse av pedalene. Den sirkulære pedalsyklusen fra 0°-360° deles ofte inn fire ulike faser; Øvre dødfase, tråkkfasen, nedre dødfase og opptrekksfasen (Figur 3). Tråkkfasen foregår mellom 20° og 160° og opptrekksfasen foregår mellom 200° og 340°. Øvre dødfase er mellom 340° og 20°, mens den nedre dødfase er mellom 160° og 200° (Ericsson, 2016, s.60).

Sykling er en aktivitet som aktiviserer hele kroppen. Primært foregår selve sykkelbevegelsen i hoft-, kne- og ankelledd. Muskulatur i trunkus og overekstremitetene bidrar til stabilitet, balanse, kontroll og mottrykk, slik at underekstremitetene skal kunne jobbe best mulig (Palastanga & Soames, 2012, s.273). Helt eksakt hvilke muskulatur i underekstremitetene som aktiveres i tråkksyklusen samt når de ulike aktiveres, blir påvirket av flere faktorer (Ericsson, 2016, s. 60-61). Faktorene vil bli presentert under i kapittel 2.3.2 *Faktorer som påvirker muskelaktivering under sykling*. I underekstremitetene finnes det både énleddsmuskulatur og toleddsmuskulatur. Blant de mest aktive énleddsmusklene i pedalsyklusen er Gluteus Maximus, Gluteus Medius, Vastus Lateralis, Vastus Medialis, Tibialis Anterior, Soleus og Iliopsoas. Blant de mest aktive toleddsmusklene er Rectus Femoris, Semitendinosus, Semimembranosus, Biceps Femoris, Gastrocnemius (Fonda & Sarabon, 2010). Gluteus

Maximus ekstenderer hoften og er primært aktiv mellom 340° og 130° i pedalsyklusen. De samme gradene gjelder Vastus Medialis og Vastus Lateralis som ekstendere kneleddet. Rectus Femoris er aktiv mellom 200° og 110° og fungerer både som en kneekstensor og hofteflektor. Tibialis Anterior er aktiv gjennom hele pedalsyklusen og fungerer også som stabilisator for Talocruralleddet samtidig som den flekterer. Semimembranosus og Semitendinosus flekterer kneet og er primært aktiv mellom 10° og 230°. Biceps Femoris er aktiv mellom 350° og 230° og flekterer kneet samt ekstenderer hoften. Soleus og Gastrocnemius stabiliserer Talocruralleddet og er aktiv mellom 350° og 270°. Gastrocnemius har også flekterende funksjon på kneet. Den stabiliserende effekten til Soleus og Gastrocnemius er viktig for at kraften som produseres av hofte- og kneekstensorene kan overføres effektivt til pedalene (Cheung & Zabala, 2017, s.113).



Figur 3. Aktivert muskulatur i pedalsyklusen. Fra *Cykeltråning- Tråningslåra fr landvåg og mtb* (s.61), av P. Albinson & P. Okeli, 2016, Stockholm: SISU Idrottsbocker. Copyright 2016, SISU Idrottsbocker og författaren

2.3.2 Faktorer som påvirker muskelaktiveringen under sykling

Som tidligere nevnt er det flere faktorer som påvirker hvilke muskler som aktiveres , hvor mye de aktiveres, samt når de ulike musklene er aktive. Individuelle faktorer som sykkelferdigheter og tretthet kan ha betydning for muskelaktiveringen. Andre faktorer som intensitet, kadens, sittestilling og innstilling av sykkelen er også er også av betydning for muskelaktiveringen (Ericsson, 2016, s.60-61).

2.3.2a Sykkelteknikk

Det har vist seg at erfarne syklister har bedre evne til å aktivere Biceps Femoris sammenlignet med uerfarne. Årsaken kan være det sykkeltekniske og evnen til å klare endre kreftene mot kranken fra nedover til bakover i bunnen av pedalsyklusen (Bini & Carpes, 2014, s.31). Når det gjelder økt tretthet i muskel- og nervesystemet under sykling, har dette vist seg å gi en økning i muskelaktivering i hofte- og knemuskulatur (Fonda & Sarabon, 2010). Økt aktivering på grunn av økt tretthet kan ses i sammenheng med høyere fyringsfrekvens og økt rekruttering av motoriske enheter (Bini & Carpes, 2014, s.30).

2.3.2b Intensitet og arbeidsbelastning

Arbeidsbelastningen og intensiteten når man sykler blir påvirket av endringer i motstanden som påføres syklisten. Grad av arbeidsbelastning og intensitet har vist seg å påvirke muskelaktivering (Bini & Carpes, 2014, s.28). Rodrigo et al. (2008) referert i Bini & Carpes (2014, s.28) fant at en økning i intensitet viste seg å øke muskelaktiviteten i Vastus Lateralis og Rectus Femoris. I følge Ericsson (2016, s.61) står muskulatur i setet og fremside lår for ca. 70%, leggene for 20% og Hamstring for 10% av arbeidet ved lav intensitet. Når intensiteten øker vil Hamstring og hoftefleksorer bli mer aktive.

2.3.2c Justering på sykkel og endring av sittestilling

Dagens sykler, både ergometersykler og utendørssykler, har flere deler som kan justeres og stilles inn. Mellom syklist og sykkel er det tre kontaktpunkter; Bekken-setet, fot-pedal og hender-styret (Ericsson, 2016, s.65). En justering av delene påvirker syklistens sittestilling og biomekaniske faktorer, og kan dermed påvirke muskelaktivering. Når leddvinkler endres som et resultat av endret sittestilling, vil også lengden på muskulaturen endre seg. Bini & Carpes (2014, s.29) uttrykker at det er en korrelasjon mellom muskellengde og muskelaktivering, og derfor vil en stillingsendring kunne påvirke muskelaktivering. I følge Johnston (2007) har flere studier sett på hvilken effekt en endring i syklistens posisjon på sykkelen har for muskelaktivering. Det har vist seg at endringer i lengden på kranken, seteposisjon og fotens posisjon på pedalen påvirker aktivering i muskulaturen.

Seteposisjon

I følge Hug & Dorel (2009) defineres setehøyden som den vertikale avstanden mellom toppen av setet og senter av pedalakslingen når pedalen er nede og krankarmen er på linje med seterøret. En studie av Sanderson & Amoroso (2009) viste en signifikant høyere aktivering i

Soleus og Gastrocnemius ved høyere setehøyder, sammenlignet med lavere. Høyere aktivering ble også funnet av Ericson, Nisell, Arborelius & Ekholm (1985). De fant ut at høyere setehøyde gav økt aktivering i Gluteus Medius, Semitendinosus, Semimembranosus og Gastrocnemius. I tillegg til at sykkelsetet kan justeres opp og ned, er det også muligheter for å stille setet frem og tilbake samt plassere seg på ulike steder på setet. Verma, Hansen, Zee & Madeleine (2016) gjorde et studie der de undersøkte muskelaktivering ved tre ulike horisontale seteposisjoner. Resultatene viste en lavere aktivering av Gastrocnemius da setet var posisjonert fremover sammenlignet med midtstilling. Motsatt ble det da setet var posisjonert bakover, altså en høyere aktivering av Gastrocnemius. Ricard, Hills-Meyer, Miller & Michael (2006) undersøkte hvordan to ulike seterørsvinkler påvirket muskelaktivering. Vinklene tilsvarte de vanligste som triatleter og syklister benytter. Vanligvis har triatletene setet lengre frem enn landeveissyklistene (Cheung & Zabala, 2017, s.78). Resultatene viste en lavere aktivering av Biceps Femoris når setet var plassert lengst frem (Ricard et al., 2006). Bini, Hume, Lanferdini & Vaz (2014) observerte at aktiveringen av Rectus Femoris var lavere ved plassering bak på setet, sammenlignet med foretrukket seteplassering.

Fotplassering

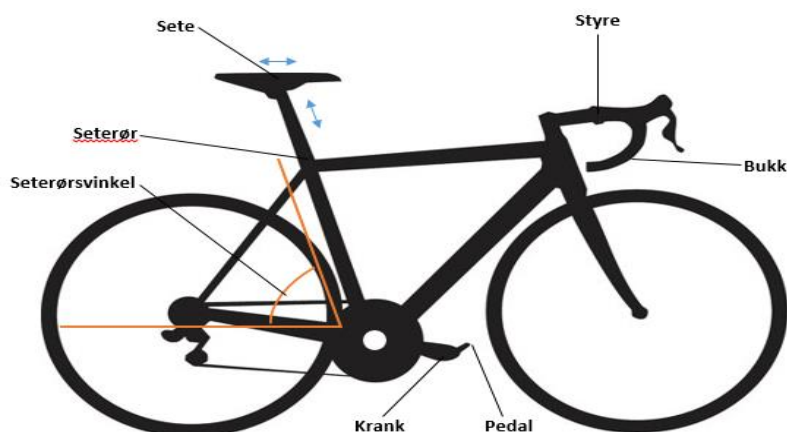
Fotens plassering på pedalen kan også ha innvirkning på muskelaktiveringen i underekstremitetene. Det skilles gjerne mellom en fremre og bakre plassering på pedalen, der en fremre plassering vil si at pedalens senter er plassert på Metatarsophalangealledet (MTP) til stortåen. En bakre plassering har pedalens senter midt på under foten (Fonda & Sarabon, 2010). Ericsson, Ekholm, Svensson & Nisell (1985) referert i Fonda & Sarabon (2010), observerte en økt aktivering i Soleus ved en bakre plassering av foten på pedalen, sammenlignet med en fremre plassering. De fant også en redusert aktivering i Gluteus Medius og Rectus Femoris. Litzenberg, Illes, Hren, Reichel & Sabo (2008) observerte et noe annerledes aktiveringsmønster, da de stort sett ikke fant noen signifikant endring i aktivering i underekstremitetene ved å endre fotplassering på pedalen. Den eneste muskelen som endret aktiveringen var Tibialis Anterior, som var aktivert lengre gjennom pedalsyklusen da pedalen var plassert på MTP sammenlignet med Tarsometatarsalledet.

Plassering av hender – endre vinkel på overkroppen

Hvor hendene plasseres på sykkelen har stor relevans for prestasjon, men det har også betydning i klinisk sammenheng. Generelt sett blir en lavere plassering av hendene, i forhold til setet, assosiert med en stilling som gir bedre prestasjon (Cheung & Zabala, 2017, s.90). En

lavere plassering av hendene påvirker vinkelen på overkroppen, noe som blant annet gir en bedre aerodynamikk. På en landeveissykkel kan syklisten selv velge mellom å plassere hendene på styret eller nede i bukken. Aerodynamikken er særlig viktig for de som driver med landeveissykling, ettersom aerodynamikken påvirker hvor raskt syklisten kan sykle (Ericsson, 2016, s.66). Ulempen med en lavere plassering av hendene er at det gir en økt risiko for korsryggsmerter, redusert kjernemuskelaktivitet, økt trykk på bekkenbunn og redusert blodstrøm til penis (Cheung & Zabala, 2017, s.91).

Det er gjort flere studier på hvordan plassering av hendene på sykkelstammen, og dermed endringer i overkroppsvinkelen, påvirker muskelaktivering. Resultatene fra studiene er varierende. Savelberg, Van de Port & Willems (2003) fant at en endring på 20° fremover og bakover fra en nøytral oppreist overkroppsposisjon påvirket muskelaktivering i underekstremitetene. For Gluteus Maximus ble det registrert høyest aktivering i den mest fremoverlente posisjonen. For Biceps Femoris, Semitendinosus, Rectus Femoris, Tibialis Anterior, Vastus Medialis, Soleus og Gastrocnemius ble det funnet høyest aktivering i den mest bakoverlente posisjonen, men ingen signifikante endringer ble observert mellom fremoverlent posisjon og nøytral oppreist posisjon. Dorel, Couturier & Hug (2009) undersøkte muskelaktivering med håndplassering på bukk, styre og aerostyre ved to ulike intensiteter. Resultatene viser en høyere aktivering i Gluteus Maximus ved den laveste intensiteten med hendene i bukkene og på aerostyre, sammenlignet med styre. Det ble også observert høyere aktivering i Soleus ved bruk av aerostyre, sammenlignet med de to andre stillingene. Ved høyere intensitet ble det funnet de samme resultatene for Gluteus Maximus. I tillegg viste Vastus Medialis signifikant høyere aktivering ved bruk av aerostyre, sammenlignet med bukk og styre. For Rectus Femoris ble det observert høyest aktivering med hendene på styret sammenlignet med bukk og aerostyre. Det ble ikke funnet noen signifikant forskjell for Biceps Femoris og Semimembranosus mellom de ulike sittestillingene. Jensen et al. (2007) fant ingen signifikant endring i muskelaktivering i Biceps Femoris, Rectus Femoris og Gluteus Maximus mellom håndplassering på styre, bukken eller aerostyre ved submaksimal eller maksimal intensitet. Slider, Gleason & Thelen (2011) observerte derimot en økt aktivering i Biceps Femoris og Semitendinosus/Semimembranosus med hendene på styret, sammenlignet med bukk og aerostyre. Ingen signifikant forskjell ble observert i Rectus Femoris mellom de ulike sittestillingene.



Figur 4. Ulike elementer som kan påvirke muskelaktiveringen på sykkel.

2.4 Fysioterapi og sykling

2.4.1 Sykkel i rehabilitering

Sykkelen er ett av mange redskap som benyttes i ulike fysioterapeutiske sammenhenger, og har fordelen av å kunne påvirke kroppen på flere måter. Sykling kan påvirke muskelstyrke, bevegelighet og det kardiovaskulære systemet. Dette kan videre gi positive effekter på mobilitet, daglige aktiviteter og deltakelse hos personer med fysiske utfordringer (Johnston, 2007). En fordel med sykling er at det gir mindre belastning på ledd sammenlignet med vektbærende øvelser (Momeni, Faghri & Evans, 2014). På grunn av mindre belastning på ledd kan sykling være aktuelt i postoperativ og posttraumatisk rehabilitering, da leddene får relativt lav belastning kombinert med relativt stort muskellarbeid (Fonda & Sarbon, 2010).

I rehabilitering av ulike nevrologiske tilstander blir også sykkel benyttet. Studier har vist at sykling kan ha effekt på ulike utfallsmål. Enkelte slagpasienter mestrer ikke gangøvelser, da kraften i beina er for lav til å holde egen kroppsvekt og balansen er redusert. I en slik situasjon kan sykling være en alternativ øvelse i den akutte fasen, da muskulaturen blir godt stimulert og kravet til balanse reduseres (Barbosa, Santos & Martins, 2015). Vanroy et al. (2017) undersøkte effekten av sykling i sub-akutt rehabilitering etter slag, der resultatene viste at sykling hadde effekt på blant annet beinstyrke og ganghastighet. Positive effekter ble også funnet av Lauhoff, Murphy, Doherty & Hogan (2013). Studien viste en signifikant bedring på Bergs Balanse Skala, Timed Up and Go, daglige aktiviteter og mobilitet etter en seks ukers intervensjon med sykling. Forfatterne uttrykker at bedringen av balanse og daglige aktiviteter kan være relatert til en potensiell styrkeøkning i underekstremitetene etter syklingen. For barn og ungdom med Cerebral Parese kan sykkel også ha effekt. En fersk systematisk oversikt

gjort av Armstrong et al. (2019) undersøkte hvilken effekt sykling har på funksjon hos barn og ungdom med Cerebral Parese, og de konkluderer med at sykling kan bedre styrke, balanse og grovmotorikk til denne populasjonen.

2.4.2 Sykling og skader

Som syklist er man utsatt for skader, både traumatiske- og overbelastningsskader. Som fysioterapeut kan man derfor komme i situasjoner der en har med syklister å gjøre. I følge Cheung & Zabala (2017, s.236) varierer forekomsten av akutt traumatiske skader mellom 38,4 og 48,6%, mens forekomsten av belastningsskader varierer mellom 51,4 og 61,6% blant konkurrerende landeveissyklister. For de som bruker sykkel som rekreasjon er forekomsten av akutt traumatiske skader 24,5%, mens belastningsskader har en forekomst mellom 84,9 og 88%. Blant belastningsskadene er kneet det området med høyest forekomst, etterfulgt av lumbalcolumna, fremside lår og skuldre (Clarsen et al., 2014). De mest vanlige belastningsrelaterte skadene i kneet er Chondromalacia patella, patellar tendinopati, quadricepstendinopati og iliotibialbånd syndrom (Cheung & Zabala, 2017, s.245). For å redusere risikoen for belastningsskader, er en optimal tilpasning av sykkelen å etterstrebe (Cheung & Zabala, 2017, s.75).

3.0 Metode

3.1 Metodisk tilnærming

For å svare på problemstillingen best mulig, ble det gjort et single subject tverrsnittstudie med randomisert pre/post design. Hver deltaker var sin egen kontroll og testprotokollene baserte seg på deltakerens individuelle verdier for laktat og watt. Deltakerne ble testet i to ulike sittestillinger fordelt over to dager med ca. 7 dager mellom. Innenfor denne tidsrammen er det lite sannsynlighet for endringer i fysisk kapasitet. Et slikt studiedesign gjør det mulig å innhente data om endring i sittestilling på sykkel påvirker muskelaktiviteten i muskulatur i underekstremitetene.

3.2 Testutvalg

Det ble rekruttert 16 deltakere til studien, 14 menn og to kvinner. Inklusjonskriteriene for å delta var at de måtte være atleter/mosjonister mellom 18 og 55 år, samt være konkurrerende innen triatlon eller sykling. Eksklusjonskriterier for deltakelse var kjent hjerte – karsykdom

eller virus/infeksjon de siste 14 dagene.

3.2.1 Rekrutteringsprosess

Informasjon om forskningsprosjektet ble formidlet til to triatlonklubber samt en rekke utøvere som deltar i continentalcup i sykling. Videre meldte de aktuelle atletene sin interesse for deltakelse til prosjektansvarlig Haakon Kvidaland. Eventuelle spørsmål fra atletene ble rettet til prosjektansvarlig.

3.2.2 Randomisering

I forkant av testingen ble det gjennomført en randomisering av deltakerne med tanke på hvilken sittestilling de skulle teste de ulike dagene. Dette for å minske sannsynligheten for at uønskede variabler kunne påvirke resultatet (Cozby & Bates, 2012, s. 82). Randomiseringen ble gjort ved å trekke ID nummer fra én beholder og sittestilling for testdag én fra én beholder. Alle lappene fra begge beholderne ble trukket for å sikre at trekningen ble gjennomført korrekt.

3.3 Forberedelser

Deltakerne ble oppfordret til å unngå trening dagen før testing. Dagene mellom testdagene skulle være så lik som mulig dagene før testdag én med tanke på treningsmengde og intensitet. Deltakerne hadde selv ansvar for å ta med sin egen sykkel til Høgskulen på Vestlandet avd. Kronstad der testingen skulle foregå. Endringer på sykkelen mellom testdagene var ikke tillatt.

3.4 Testprosedyrer

Testingen foregikk på to ulike dager der deltakerne ble testet i én sittestilling pr dag; én dag med hendene plassert på styre og én dag med hendene i bukken. Det ble ikke gjort noen endringer på sykkelen mellom testdag én og to. Prosedyrene for den enkelte testdagen kan deles inn i tre hoveddeler. Først ble festet elektroder på aktuell muskulatur. Deretter ble det gjennomført en laktatprofiltest med registrering av EMG-signaler, før det tilslutt ble gjort en VO₂-maks test med registrering av EMG-signal (Figur 8).

3.4.1 Elektromyografi

I den eksperimentelle testen, ble det benyttet EMG – målinger. Plasseringer av elektroder og målinger ble gjort etter SENIAM's (surface EMG for a non-invasive assessment of muscles) anbefalinger og retningslinjer. Før Deltakerne begynte på laktatprofiltesten, ble det plassert selvklebende HEX Dual Electrodes (Noraxon, USA) elektroder med senter til senter avstand på 20mm på Vastus medialis, Rectus femoris, Semitendinosus og Biceps femoris på høyre bein (Figur 5). Elektrodene ble plassert midt på muskelbuken i den antatte muskelfiberretningen (Hermens et al., 2000). Før elektrodene kunne plasseres ble de aktuelle områdene preparert ved å barbere bort hår og ved å rense huden med desinfiserende væske. For å redusere sjansen for at elektrodene løsnet underveis i testingen, ble det benyttet elastisk nettingbandasje over elektrodene. Etter at elektrodene var plassert ble det gjennomført en inspeksjon av baseline raw EMG-signal med deltakerne liggende på benk, for å utelukke eventuelt støy på signalene. Godkjent amplitude ved inspeksjon av baseline ble satt til 15 mikrovolt (Konrad, 2006). Deretter ble den aktuelle muskelen testet for å sikre at signal ble registrert. Preparering av hud og plassering av elektroder ble utført av samme person på alle deltakerne.



Figur 5. Elektrodeplassering. Modifisert etter *Anatomical model showing the human muscular system* av Superstock (https://quest-eb-com.galanga.hvl.no/search/anatomical-model-muscle/3/107_284439/Anatomical-model-showing-the-human-muscular-system.) fra Britannica ImageQuest, 2019.

EMG – utstyret som ble brukt til å måle muskelaktiviteten var Noraxon DTS EMG system (Noraxon, USA). Programvaren som ble benyttet til å filtrere, prosessere og analysere signalene var Noraxon MR 3.12.70. Signalene ble samlet inn med en frekvens på 1500Hz, og ble filtrert med lavpassfilter på 500Hz. RAW EMG - signal ble konvertert til RMS (root mean square) signal med RMS - vindu på 50ms og det ble gjort en rektifisering, hvilket vil si at alle signalene ble definert i positiv retning.



Figur 6. Transmitter/mottaker, sensor og selvklebende elektroder, Bergen 18. mars 2019

3.4.2 Laktatprofiltest

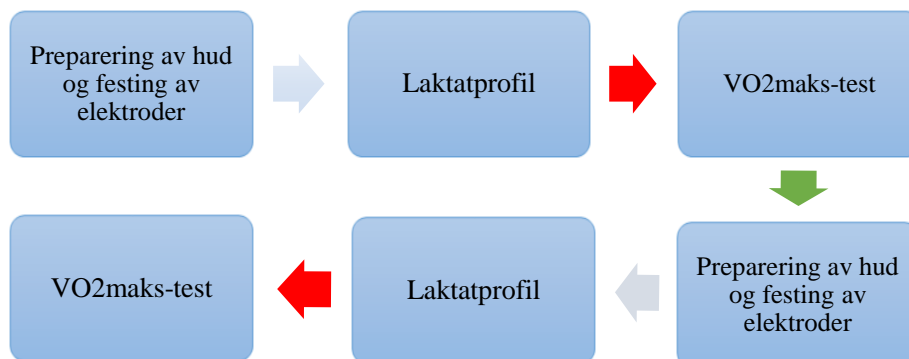
Deltakerne benyttet egen sykkel til testingen, og sykkelen ble satt i Tacx Neo Smart (Tacx, Nederland) sykkelrulle for å regulere motstand/watt. Laktatprofiltesten ble gjennomført som en trappetest med intervaller på 5 minutter. Første intervall startet på 100 watt. For hver intervall skulle deltakerne holde en tråkkfrekvens på 90 +/- 5 rpm (Revolutions per minute). Etter fire minutter og 30 sekunder ble det tatt en laktatmåling. Dersom laktaten var under 2mmol/L ble watten økt med 50 watt når stoppeklokken passerte 5 minutt. Når deltakeren, etter gjentatte intervaller, passerte 2mmol/L ble watten økt med 25 watt frem til deltakeren passerte 4mmol/L. Da ble testen avsluttet. Laktatmålingene ble gjort med Lactat scout+ (SensLab GmbH, Leipzig Tyskland). Siden deltakerne skal ha identiske testprotokoller begge testdagene, vil testdag to bli gjennomført identisk som testdag én, uavhengig av laktatverdiene på testdag to. Det ble registrert EMG-signal under hele laktatprofiltesten. EMG-data fra de siste 30 sekundene i det siste trinnet der watten var lik for testdag én og testdag to, ble brukt for videre analyse.



Figur 7. Tacx Neo Smart sykkelrulle. Bildet er hentet fra produsentens hjemmeside (Neo Smart).

3.4.3 VO₂maks-test

Etter endt laktatprofiltest hadde deltakerne en 10 minutters pause der de selv disponerte tiden etter eget ønske. Deltakerne benyttet egen sykkel, og Tacx Neo Smart (Tacx, Nederland) sykkelrulle for å regulere motstand/watt. VO₂maks-testen ble gjennomført med ett minutters intervaller, der motstanden økte med 25 watt pr intervall. Startmotstanden ble satt til den watten som deltakeren hadde på nest siste trinn i laktatprofiltesten. Deltakeren skulle holde en frekvens på 90 +/-5 rpm. Testen ble avsluttet når 90 +/-5 rpm ikke kunne opprettholdes. Testprotokollen for testdag to ble gjennomført identisk med testdag én, uavhengig av laktatverdiene på testdag to. EMG-signaler ble registrert under hele VO₂maks-testen og EMG-data fra de 30 siste sekundene i det siste trinnet der watten var lik for testdag én og to ble brukt til videre analyse.



Figur 8. Oversikt over testforløpet. Rødt pil = 10 min pause, grønn pil = ca 1 uke pause.

3.5 Statistisk analyse

Microsoft Excel 2013 ble benyttet for alle utregninger, statistiske analyser og fremstilling av grafer og tabeller. For å analysere forskjellen i muskelaktivering mellom bukk og styre, ble det gjort en parett-test. Signifikantnivået ble satt til $p \leq 0,05$.

3.6 Etisk hensyn

For å sikre anonymitet på en best mulig måte, er deltakerne oppgitt med tilfeldig valgte ID-nummer. Informasjon behandles konfidensielt og blir ikke fremlagt på noen måte som kan være til sjenanse for deltakerne. Deltakerne signerte samtykkeskjema (Vedlegg 2) i forkant av testingen, og ble informert om at prosjektet er frivillig. De kunne når som helst kunne trekke seg fra prosjektet. Testingen er godkjent av Norsk Samfunnsvitenskapelige Datatjeneste (NSD) med saksnummer 51276 (Vedlegg 3), etter innsendelse av søknad.

4.0 Resultat

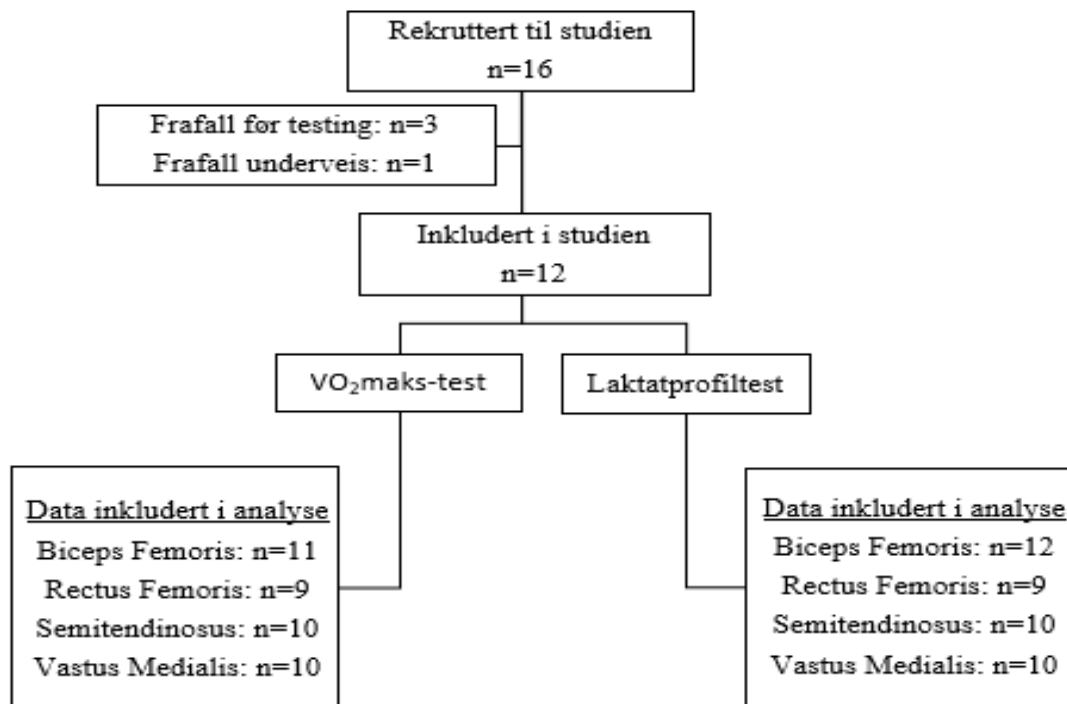
4.1 Testutvalg

16 deltakere ble rekruttert til studien. Tre av deltakerne meldte frafall før testingen startet, mens én deltaker trakk seg mellom testdag én og to. Dermed ble data fra 12 deltakere inkludert i analysen. Se tabell 1 for demografisk oversikt. På grunn av tydelig målefeil observert på amplituden ble data fra enkelte muskelregistreringer ekskluderes fra analysen. Årsak til feil på målingene er løsning av elektrode underveis på grunn av svette eller på grunn av tydelig støy på signalene. Se figur 9 for oversikt over antall inkluderte data.

Tabell 1. Demografisk oversikt

Alder (år)	Vekt (kg)	Høyde (cm)	Kjønn (M/K)
34,67 ± 8,2	75,75 ± 6,0	182,25 ± 8,6	10/2

Tallene er presentert som gjennomsnitt ± standardavvik. M = Mann og K = kvinne



Figur 9. Frafall, inkluderte testpersoner og inkluderte data i analysen.

4.2 Ulike sittestillinger ved submaksimal intensitet - Laktatprofiltest

Ved submaksimal intensitet ble det ikke funnet noen signifikant forskjell i muskelaktivering mellom bukk og styre for Biceps Femoris ($p=0,74$), Rectus Femoris ($p=0,7$), Semitendinosus ($p=0,89$) eller Vastus Medialis ($p=0,06$).

Det ble det funnet en differanse på 1,12 mikrovolt (μV) mellom bukk og styre for Biceps Femoris, der bukken viste høyest aktivering. Aktiveringen for Rectus Femoris viste en differanse på 1,52 μV med høyest aktivering på styret. For Semitendinosus ble det funnet en differanse på 1,29 μV der det var høyest aktivering i bukken. Vastus medialis hadde høyest aktivering i bukken med en differanse på 22,86 μV .

Tabell 2. Resultat laktatprofiltest

	Bukk	Styre	Differanse	P-verdi
Biceps Femoris	54,21 \pm 17,17	53,09 \pm 20,53	1,12	0,74
Rectus Femoris	56,21 \pm 19,76	57,73 \pm 22,52	1,52	0,7
Semitendinosus	55,69 \pm 20,15	54,4 \pm 14,0	1,29	0,89
Vastus Medialis	93,56 \pm 39,63	70,7 \pm 31,03	22,86	0,06

Gjennomsnittlig muskelaktivering (μV) målt under laktatprofiltest i to ulike sittestillinger, differansen og p-verdien. Tallene er presentert som gjennomsnitt \pm standardavvik.

4.3 Ulike sittestillinger ved maksimal intensitet - VO_2 maks-test

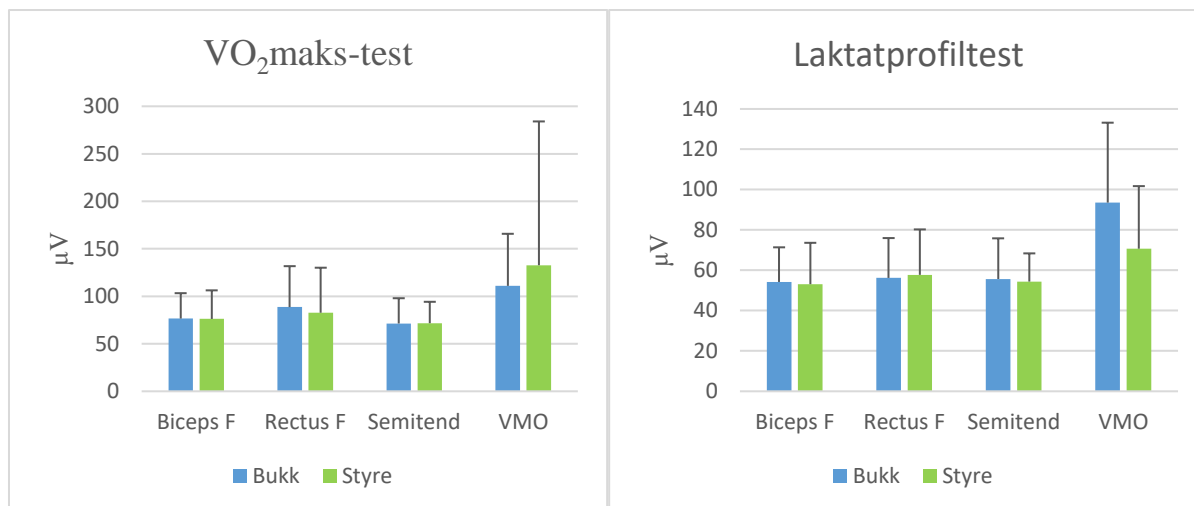
Ved maksimal intensitet ble det ikke funnet noen signifikante forskjeller i aktiveringen mellom bukk og styre for Biceps Femoris ($p=0,88$), Rectus Femoris ($p=0,56$), Semitendinosus ($p=0,98$) eller Vastus Medialis ($p=0,63$).

Det ble det funnet en differanse på 0,4 μV mellom bukk og styre for Biceps Femoris, der det var høyest aktivering i bukken. Aktiveringen i Rectus Femoris viste en differanse på 5,96 μV der bukken hadde høyest aktivering. For Semitendinosus ble det funnet en differanse på 0,28 μV , der det var høyest aktivering på styre. Vastus Medialis hadde høyest aktivering på styre med en differanse på 21,72 μV .

Tabell 3. Resultat VO_2 maks-test

	Bukk	Styre	Differanse	P-verdi
Biceps Femoris	76,55 \pm 26,73	76,15 \pm 30,1	0,4	0,88
Rectus Femoris	88,63 \pm 43,10	82,67 \pm 47,42	5,96	0,56
Semitendinosus	71,38 \pm 26,58	71,66 \pm 22,53	0,28	0,98
Vastus Medialis	110,96 \pm 54,83	132,68 \pm 151,41	21,72	0,63

Gjennomsnittlig muskelaktivering (μV) målt under VO_2 maks-test i to ulike sittestillinger, differansen og p-verdien. Tallene er presentert som gjennomsnitt \pm standardavvik.



Figur 10. Grafisk fremstilling av resultat fra VO₂maks-test. Viser gjennomsnittlig muskelaktivering (µV) i to ulike sittestillinger. Grafene er presentert som gjennomsnitt ± standardavvik.

Figur 11. Grafisk fremstilling av resultat fra laktatprofiltest. Viser gjennomsnittlig muskelaktivering (µV) i to ulike sittestillinger. Grafene er presentert som gjennomsnitt ± standardavvik.

5.0 Diskusjon

I diskusjonen vil jeg først ta for meg mine funn og drøfte disse opp mot tidligere forskning. Deretter diskuteres metoden før jeg avslutningsvis vil presentere mine tanker om klinisk relevans og videre forskning

5.1 Diskusjon av resultater opp mot tidligere forskning

Det ble ikke funnet noen signifikant forskjell i aktivering for Biceps Femoris mellom bukk og styre hverken ved submaksimal eller maksimal intensitet i min studie. Dette samsvarer med funnene til Dorel et al. (2009) og Jensen et al. (2007). Slider et al. (2011) fant derimot en økt aktivering i Biceps Femoris med hendene plassert på styret, sammenlignet med bukk og aerostyre. Lignende funn gjorde Savelberg et al. (2003) som observerte en høyere aktivering i Biceps Femoris i en mer bakoverlent sittestilling.

Min studie viste ingen signifikant forskjell i aktivering i Semitendinosus, som i motsetning til Slider et al. (2011) fant en høyere aktivering med hendene plassert på styret.

For Rectus Femoris ble ingen signifikant endring i aktiveringen mellom sittestillingene observert i mine resultater, og samsvarer med funnene til Slider et al. (2011) og Jensen et al. (2007). Dorel et al. (2009) observerte derimot høyest aktivering i Rectus Femoris med

hendene på styret. Savelberg et al. (2003) fant også en høyre aktivering i Rectus Femoris i en mer bakoverlent stilling, sammenlignet med nøytral.

Aktiveringen i Vastus Medialis endret seg ikke signifikant mellom bukk og styre i min studie, noe som også ble observert i studiet til Dorel et al. (2009). Til forskjell viste resultatene til Savelberg et al. (2003) en høyere aktivering i Vastus Medialis i den mest bakoverlente stillingen.

Som vist ovenfor, er mine funn både motstridende og samsvarende med tidligere studier. En sammenligning må gjøres varsomt da det er flere metodiske ulikheter. Forskjeller som antall deltakere, kjønn, sykkel erfaring, ulike testprotokoller, ulik pause mellom testingen, ulikt utstyr, ulik filtrering av EMG-signalene samt ulik prosessering av dataene varierer mellom i studiene, og kan ha innvirkning på resultatene. Eksempelvis syklet alle deltakerne i Dorel et al. (2009) på samme justerbare ergometersyssel. Sittestillingene var i stor grad standardisert i form av horisontal- og vertikal seteposisjon, høyde på styret og vinkel i albuen. Det ble benyttet video for å kontrollere disse faktorene. Jensen et al. (2007) derimot, tillot deltakerne å bruke egen syssel med foretrukket setehøyde og høyde på styret, og vil være mere likt min studie. Når det gjelder pause i testing fordelte Jensen et al. (2007) testingen ut over to dager med 48t mellomrom. Dorel et al. (2009), Sider et al. (2011) og Savelberg et al. (2003) gjorde alle testene på samme dag. Selv om de ulike sittestillingene ble randomisert, kan ikke muskulær tretthet elimineres som en faktor som kan ha påvirket deres resultater. Både Dorel et al. (2009), Sider et al. (2011) og Jensen et al. (2007) gjorde sine studier på triatleter eller syklist, mens Savelberg et al. (2003) ikke har oppgitt hvilken sykkel erfaring deltakerne har. Ingen av studiene har sett på både syklist og triatleter, slik som min studie har gjort.

Faktorer som overlapping mellom aktin og myosin, samt spenningen i bindevev og serieelastiske strukturer i muskelfibrene, vil bli påvirket når muskellengden endres. Dette har videre betydning for dreiemomentet som skapes over et ledd (Raastad et al., 2010, s.25-26). En økt aktivering i Biceps Femoris i en sittestilling der muskelen er i en forkortet tilstand ble funnet i studiet til Savelberg et al. (2003). Sider et al. (2011) fant tilsvarende i Biceps Femoris og Semitendinosus. Ved lengre muskellengder vil det være mere strekk i de serieelastiske komponentene, som videre kan være med å skape et større dreiemoment. Den økte aktiveringen ved kortere muskellengder kan da skyldes at de serieelastiske komponentene ikke bidrar i like stor grad til å skape dreiemoment, og aktiveringen må

dermed økes for at arbeidet skal holdes konstant. Det kan også tenkes at det er dårligere overlappingen mellom aktin og myosin når muskelen er i den korteste tilstanden, og det må derfor rekrutteres flere motoriske enheter for å holde arbeidet konstant. En endring i leddvinkel kan også påvirke musklens indre momentarm (Raastad et al., 2010, s.25-26). Det kan dermed tenkes at den økte aktivering skyldes at den indre momentarmen blir mindre som et resultat av endret vinkel i hoften. For Rectus Femoris observert Dorel et al. (2009) og Savelberg et al. (2003) en høyere aktivering i sittestillingene der muskelen er i en forlenget tilstand. Den økte aktivering kan derfor ikke forklare med mindre strekk i serieelastiske komponenter. Det kan istedenfor være at Rectus Femoris har dårligere overlapping av aktin og myosin i den stillingen som gir lengst muskellengde, samt at den indre momentarmen er minst i denne stillingen. Dermed må muskelaktivering øke for at arbeidet skal kunne opprettholdes.

En endring i håndplasseringen fra bukk til styre kan tenkes å føre til en endring i hoftevinkelen og dermed endret muskellengde i Biceps Femoris, Semitendinosus og Rectus Femoris, da de har sitt utspring fra bekkenet. Det kan tenkes at det ikke har skjedd en stor nok endring i muskellengden til at muskelaktivering blir påvirket. Når deltakerne skiftet mellom stillingene, kan de ha endret hvor på setet de sitter. Ved å flytte hendene fra styret til bukk vil hoftefleksjonen i utgangspunktet øke. Om deltakeren samtidig flytter seg fremover på setet vil hoftevinkelen åpnes igjen, noe som fører til at muskellengden ikke endrer seg. Deltakerne kan også ha tatt ut bevegelse i lumbalcolumna istedenfor hofteleddet for å skifte mellom sittestillingene. Da vil lengden på muskulaturen være uendret, og kan forklare hvorfor det ikke er noen endring i muskelaktivering. Det kan også ha forekommet en endring i bekkenets posisjon, som kan påvirke lengden på muskulaturen.

5.2 Metodediskusjon og feilkilder

Ved å se på de individuelle resultatene til deltakerne er det en stor variasjon (Vedlegg 1). Enkelte kan ha høyere muskelaktivering i visse muskler i bukk, andre kan ha høyere på styre, mens noen har tilnærmet lik aktivering mellom sittestillingene. På grunn av varierende resultater innad i testutvalget, og at funnene varierer sammenlignet med tidligere studier, er det viktig å ha et kritisk blikk på den metodiske gjennomføringen av studien og eventuelle feilkilder som kan ha påvirket resultatene. Jeg har i etterkant av testingen blitt oppmerksom på at det er mange faktorer som kan påvirke muskelaktivering og resultatene i dette prosjektet.

5.2.1 Testutvalg

Det ble rekruttert totalt 16 deltakere til studien, hvor 12 deltakere fullførte begge testdagene. Siden dette er en bacheloroppgave med et begrenset tidsrom er antallet overkommelig, i tillegg til at det kan være stort nok til å se eventuelle tendenser i resultatene. På en annen side vil et mindre antall deltakere antageligvis gjøre det mindre sannsynlig å finne signifikante forskjeller. Det ble observert stor variasjon i resultatene fra deltaker til deltaker, og mangelen på signifikante endringer kan tenkes å være på grunn av stor variasjon i resultat over et relativt lite testutvalg.

Ett av inklusjonskriteriene var at deltakerne måtte være konkurrerende syklister eller triatleter. Det kan derfor tenkes seg at de har gode sykkeltekniske ferdigheter. For å skape mest mulig kraft i kompliserte bevegelser som involverer flere, er samarbeidet og koordinasjonen mellom synergistene viktig (Raastad et al., 2010, s.32-33). På grunn av god teknikk, og dermed god koordinasjon og godt samspill mellom synergistene, kan det tenkes at deltakerne klarer å aktivere aktuell muskulatur like godt uavhengig av sittestilling.

Deltakerne i studiet var både kvinner og menn av ulik størrelse. Individuelle anatomiske forskjeller blant deltakerne kan ha betydning for resultatet. Ulik anatomi kan gi ulike biomekaniske forutsetninger, som ulik indre og ytre momentarm, og vil videre kunne påvirke muskelaktivering. Ulike anatomiske forutsetninger kan derfor være en forklaring til at resultatene er så varierende mellom deltakerne.

5.2.2 Testprosedyrer

Testingen foregikk på to ulike dager, der deltakerne ble testet i én sittestilling pr. dag. Pausen mellom testdag én og to var ca. syv dager for samtlige deltakere. Siden økt tretthet i muskel- og nervesystemet kan påvirke muskelaktivering i hofte- og knemuskulatur (Fonda & Sarabon, 2010), vil en pause på flere dager mellom testdagene redusere sannsynligheten for at tretthet fra testdag én påvirker resultatene på testdag to. Tidspunkt på døgnet var ikke lik for deltakerne, og kan ha påvirket reliabiliteten i studien negativt. Deltakerne ble oppfordret til å ha samme treningsuke mellom testdagene som uken før testdag én. Treningen ble ikke kontrollert og det er ingen garanti for at deltakerne fulgte oppfordringen. Dette er en svakhet i studien da forskjell i treningsmengde og intensitet kan ha variert, og på den måten ha påvirket grad av tretthet i muskel- og nervesystemet som videre kan ha innvirkning på muskelaktivering. For å ha bedre kontroll på hva som ble gjort av trening blant deltakerne

ville det vært hensiktsmessig at de loggførte treningen.

Testprotokollen for både laktatprofiltesten og VO₂maks-testen på testdag to ble gjennomført identisk som testdag én. Det vil i utgangspunktet sikre at arbeidet som Quadriceps og Hamstrings må utføre er lik i de ulike sittestillingene. Det som potensielt kan ha påvirket resultatene er at deltakerne skulle holde en tråkkfrekvens på 90 +/-5 rpm. Ved å ha en variasjon på +/-5 rpm gir det en mulighet for at de den ene testdagen syklet nærmere 85 rpm, mens de den andre testdagen syklet nærmere 95 rpm. Grad av arbeidsbelastning og intensitet har vist seg å ha betydning for muskelaktivering (Bini & Carpes, 2014, s.28). En potensiell variasjon på 10 rpm mellom de ulike sittestillingene vil påvirke arbeidsbelastningen, og vil kunne være av betydning for muskelaktivering og resultatene. Et alternativ for å sikre bedre kontroll på arbeidsbelastningen kunne vært å gi større restriksjon på tråkkfrekvensen for å muligens gjøre den enda mer repeterbar. På denne måten kunne reliabiliteten i studien blitt styrket.

I følge Fonda & Sarabon (2010) er Gluteus Maximus, Gluteus Medius, Vastus Lateralis, Vastus Medialis, Tibialis Anterior, Soleus, Iliopsoas, Rectus Femoris, Semitendinosus, Semimembranosus, Biceps Femoris og Gastrocnemius blant de mest aktive musklene gjennom en tråkksyklus. Det ble i min studie kun plassert elektroder på Rectus Femoris, Vastus Medialis, Semitendinosus og Biceps Femoris, og vil være en svakhet da aktivering i de andre musklene i låret ikke ble målt. Det kan dermed ikke avgjøres om en endring i sittestillingen påvirker de musklene det ikke er gjort målinger på. I tillegg er Biceps Femoris en tohodet muskel, og det er ikke gitt at signaler fra begge hodene er registrert.

5.2.3 Utstyr

En av styrkene i min studie er at det ble benyttet relevante og velutprøvde måleinstrumenter, noe som styrker den interne validiteten. EMG ble benyttet for å måle muskelaktivering i aktuell muskulatur, og SENIAM's anbefalinger og retningslinjer ble fulgt. Min kompetanse og erfaring med bruk av EMG var begrenset i forkant av prosjektet. Utover i testforløpet økte mine ferdigheter rundt bruken av utstyret, og det kan ikke at utelukkes denne endringen kan svekke validiteten i studien.

Ved bruk av EMG er det flere faktorer som kan påvirke resultatene. I følge Hermens et al. (2000) er det viktig at elektrodene blir festet på samme sted på alle forsøkspersonene da små

forskjeller kan gi store utslag på EMG-signalene. Siden deltakerne gjennomførte testingen på to ulike dager, kan det ha forekommet små variasjoner i plassering som videre kan gi utslag på signalene. For å minimere forskjeller i plassering ble elektrodene festet av samme person begge dagene, og vil styrke reliabiliteten i studien. Elektrisk støy fra omgivelsene, bevegelse mellom elektroder og hud samt bevegelse av kabler kan ha påvirket signalene (Konrad, 2006). Det ble gjort en undersøkelse av baseline RAW EMG-signal på benk før testing, men det ble ikke gjort etter at deltakeren var plassert på sykkelen. For å hindre bevegelse mellom elektrodene og huden ble det benyttet nettingbandasje for å holde elektrodene best mulig på plass. En utfordring som oppstod hos enkelte deltakere var mye svette. Bandasjen ikke var ikke stram nok til å holde elektrodene på plass hos enkelte, og elektrodene lønet underveis i testingen. For de deltakerne der elektroden tydelig var løs ble resultatene ekskludert fra analysen, men det er ingen garanti for at det ikke har vært bevegelser mellom elektrode og hud for de resterende deltakerne. I tillegg må det tas høyde for at «cross talk» kan ha oppstått, altså at signaler fra nærliggende muskulatur har blitt registrert. For å redusere sannsynligheten for at de nevnte faktorene over har påvirket signalene, ble de filtrert i etterkant av testingen.

Det ble benyttet Tacx Neo Smart (Tacx, Nederland) sykkelrulle under testingen. Denne sykkelrullen blir ansett for å være blant de mest pålitelig og nøyaktige (Tacx, 2019), og vil minimere sannsynligheten for at deltakerne gjennomførte testene på ulik watt.

Samtlige deltakere benyttet egen sykkel i testingen, og det var ikke tillatt å gjøre endringer på sykkelen mellom testdagene. En styrke ved å bruke egen sykkel er at deltakerne er godt kjent med utstyret, samt at den er tilpasset hver enkelt deltakers forutsetninger. Dette ivaretar deres komfort på sykkelen, noe som er viktig da ukomfortable sittestillinger har vist seg å føre til større grad av utmattelse (Quesada, Pérez-Soriano, Lucas-Cuevas, Palmer, & Ortiz de Anda, 2016). På en annen side kan det være flere faktorer ved at de benyttet egen sykkel som potensielt kan ha innvirkning på resultatene i mitt prosjekt. Tidligere studier har vist at fotplassering, seterørsvinkelen, horisontal seteplassering og setehøyde påvirker muskelaktivering i Rectus Femoris, Semitendinosus og Biceps Femoris (Bini et al. 2014; Ericsson et al. 1985; Ericsson et al. referert i Fonda & Sarabon 2010; Richard et al. 2006). Alle disse elementene kan variere mellom deltakerne, og kan være en årsak til at de individuelle forskjellene i muskelaktivering mellom bukk og styre varierer slik som de gjør. Eksempelvis er det vanlig at triatleter har setet lengre frem lengre frem enn syklistene (Cheung & Zabala, 2017, s.78), og vil kunne ha betydning for ulikhetene i aktivering. Store

individuelle forskjeller kan videre påvirke det samlede resultatet i studien. Det er heller ingen garanti for at innstillingene på syklene var uendret mellom testdagene, da dette ikke ble kontrollert. For å styrke reliabiliteten i studien ville det vært hensiktsmessig å kontrollmåle at setehøyden var identisk begge testdagene, i tillegg til bedre kontroll over hvor på setet deltakerne satt når hendene var plassert på styret og i bukken.

I følge Fawcett (2007, s.170) er det i forskning viktig å legge til rette for så like forhold som mulig mellom testpersonene, og minimere muligheten for at uønskede variabler kan påvirke resultatene. Det kan tenkes at det ikke er lagt godt nok til rette for like forhold mellom deltakerne i min studie, og at det er for mange variabler som ikke er kontrollert. Med dette menes ulik arbeidsbelastning, ulikt sykkeloppsett og ulik plassering på sykkelsetet. Disse faktorene kan være en årsak til at resultatene fra min studie ikke stemmer overens med tidligere studier, da det ikke ble funnet noen signifikante forskjeller i muskelaktivering mellom bukk og styre. Siden mitt bachelorprosjekt er en del av et annet prosjekt, var store deler av den metodiske tilnærmingen forhåndsbestemt. Dette gjør at det er flere faktorer ved metoden som for eksempel testprosedyrene som kunne vært gjort annerledes om jeg hadde gjort studiet for meg selv.

5.3 Klinisk relevans

Sykling er en aktivitet som kan anvendes på flere områder innen fysioterapien, og kan påvirke både styrke, bevegelse og det kardiovaskulære systemet. Videre kan dette ha positive effekter på mobilitet, daglige aktiviteter og deltakelse for pasientene (Johnston, 2007). Både i postoperativ og posttraumatisk rehabilitering, samt i rehabilitering av ulike nevrologiske tilstander, har sykling gitt positive utfall (Barbosa et al. 2015; Vanroy et al. 2017; Lauhoff et al. 2013; Armstrong et al. 2019). Mitt bachelorprosjekt belyser hvordan endringer i sittestillingen påvirker muskelaktiveringen i et utvalg muskler i underekstremitetene. Dette kan hjelpe til med å skape en bevisstgjøring rundt valg av plassering av pasienter på sykkelen. Kunnskap om hvordan sittestilling påvirker muskelaktiveringen er av klinisk relevans, da sittestillingen kan tilpasses for å få best mulig effekt av behandlingen. Resultatene fra min studie viser at sittestillingen ikke påvirker muskelaktiveringen i Biceps Femoris, Semitendinosus, Rectus Femoris og Vastus Medialis. Basert på resultatene spiller det liten rolle hvordan pasientene plasseres på sykkelen med tanke på overkroppsposisjonen. Det kan istedenfor være aktuelt å la pasienten velge posisjon etter det som føles mest komfortabelt. I

studiet deltok 12 godt trente triatleter eller syklister som er konkurrerende, der alle benyttet egen sykkel. Funnene mine kan derfor i liten grad generaliseres til en større populasjon og overføringsverdien til pasienter lav. I klinikken har man sjeldent tilgang til sykler og sykkelutstyr som ble brukt i min studie. Jobber man som fysioterapeut med syklister eller triatleter, vil resultatene derimot være mer overførbare. Forskning viser at belastningsskader i lumbalcolumna forekommer ofte hos syklister (Clarsen et al., 2014). Det kan tenkes at en økt belastning på lumbalcolumna er et resultat av mye sykling med hendene i bukken. I møte med syklister med ryggplager kan man ut ifra mine funn anbefale syklisten å trene mer i en oppreist sittestilling for en periode. Belastningen på lumbalcolumna kan da reduseres, og plagene kan bedres. En lavere håndplassering gir redusert kjernemuskelaktivitet og økt trykk på bekkenbunn (Cheung & Zabala, 2017, s.91). Ut ifra mine funn vil det være mere gunstig å sykle i en oppreist stilling om målet er å aktivere kjernemuskulaturen, da aktiveringen i Biceps Femoris, Rectus Femoris, Semitendinosus og Vastus medialis er den samme uavhengig av håndplassering.

Kunnskap rundt hvordan biomekaniske faktorer kan påvirke muskelaktiveringen, er viktig i det fysioterapeutiske arbeidet. Denne studien tar kun for seg sykling, men som fysioterapeut kan man benytte kunnskapen om biomekanikk og muskelaktivering når andre bevegelser skal analyseres og vurderes i den kliniske hverdagen.

5.4 Videre forskning

Funnene fra mitt bachelorprosjekt må brukes varsomt, da det er flere faktorer ved metoden som kan ha gitt misvisende resultat. Et studie med større kontroll på de ulike variablene kunne vært hensiktsmessig for å vite om sittestillingen faktisk påvirker muskelaktiveringen. Det ville også vært interessant å gjort en studie på en pasientgruppe, istedenfor friske og godt trente syklister/triatleter.

Ved å gjøre et studie med større kontroll over de ulike variablene kan resultatene bli annerledes enn det som ble funnet i denne studien. Om det er tilfelle ville en intervensjonsstudie vært interessant for å se om sittestillingen er av betydning for styrke, bevegelighet, daglige aktiviteter og deltakelse.

6.0 Konklusjon

I et stabilt miljø uten luftmotstand er det ingen signifikant forskjell i muskelaktivering i Biceps Femoris, Semitendinosus, Rectus Femoris eller Vastus Medialis i en mer oppreist sittestilling med hendene på styret, sammenlignet med en mer fremoverlent sittestilling med hendene i bukken. På grunn av flere potensielle metodiske feilkilder, må resultatene brukes varsomt. Videre forskning med bedre metodiske rammer er nødvendig for å kartlegge om sittestillingen har betydning for muskelaktivering i underekstremitetene.

7.0 Litteratur

- Armstrong, E.L., Spencer, S., Kentish, M.J., Horan, S.S., Carty, C.P. & Boyd, R.N. (2019). Efficacy of cycling interventions to improve function in children and adolescents with cerebral palsy: a systematic review and meta-analysis. *Clinical Rehabilitation*, 1-17. <https://doi-org.galanga.hvl.no/10.1177/0269215519837582>
- Barbosa, D., Santos, C.P. & Martins, M. (2015). The Application of Cycling and Cycling Combined with Feedback in the Rehabilitation of Stroke Patients: A Review. *Journal of Stroke and Cerebrovascular Diseases*, 24(2), 253-273.
- Bini, R.R. & Carpes F.P. (2014). *Biomechanics of Cycling*. Sveits: Springer. <https://doi.org/10.1007/978-3-319-05539-8>
- Bini, R.R., Hume, P.A., Lanferdini, F.J., & Vaz, M.A. (2014) Effects of body positions on the saddle on pedalling technique for cyclists and triathletes. *European Journal of Sport Science*, 14, 413-420. <https://doi.org/10.1080/17461391.2012.708792>
- Cheung, S. & Zabala, M. (2017). *Cycling Science – The ultimate nexus of knowledge and performance*. USA: Human Kinetics
- Clarsen, B., Bahr, R., Heymans, M.W., Engedahl, M., Midtsundstad, G., Rosenlund, L., Thoresen, G & Myklebust, G. (2014). The prevalence and impact of overuse injuries in five Norwegian sports: Application of a new surveillance method. *Scandinavian Journal of Rehabilitation Medicine*, 25, 232-330. <https://doi-org.galanga.hvl.no/10.1111/sms.12223>
- Cozby, P. C., & Bates, S. C. (2012). *Methods in behavioral research* (11. utg.). New York: McGraw-Hill Companies.
- Dahl, H.A.(2008). *Mest om muskel: Essensiell muskelbiologi*. Oslo: Cappelen Damm

- Dorel, S., Couturier, A. & Hug, F. (2009). Influence of different racing positions on mechanical and electromyographic patterns during pedalling. *Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sport*, 19(1), 44-54. <https://doi.org/10.1111/j.1600-0838.2007.00765.x>
- Ema, R., Wakahara, T. & Kawakami, Y. (2017). Effect of hip joint angle on concentric knee extension torque. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 37, 141-146. <https://doi.org/10.1016/j.jelekin.2017.10.012>
- Ericson, M.O., Nisell, R, Arborelius, U.P. & Ekholm, J. (1985). Muscular activity during ergometer cycling. *Scandinavian Journal of Rehabilitation Medicine*, 17(2), 53-6. Hentet fra: <https://europepmc.org/abstract/med/4023660>
- Ericsson, F. (2016). *Cykelträning – träningslära för landväg och MTB*. Stockholm: SISU Idrottsböcker
- Falkenberg, H., Gasbjerg, P.K., Nielsen, L.H.(2000). *Fysiologi: Fra molekyle til individ*. Viborg: Systime A/S
- Fawcett, A. L. (2007). *Principles of Assessment and Outcome Measurement for Occupational Therapists and Physiotherapists - Theory, Skills and Application*. England: John Wiley & Sons Ltd.
- Fonda, B. & Sarabon N. (2010). Biomechanics of Cycling: literature review. *Sport Science Review*, 19, 187-210. Hentet fra https://www.researchgate.net/publication/288949646_Biomechanics_of_cycling_literature_review
- Gjerset, A., Haugen, K., Holmstad, P. (2010). *Treningslära*. Oslo: Gyldendal Undervisning.
- Hermens, H. J., Freriks, B., Disselhorst-Klug, C., Rau, G. (2000). Development of recommendations for SEMG sensors and sensor placement procedures. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 10, 361-374. [https://doi.org/10.1016/S1050-6411\(00\)00027-4](https://doi.org/10.1016/S1050-6411(00)00027-4)

- Hug, F. & Dorel, S. (2009). Electromyographic analysis of pedalling: A review. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 19(2), 182-198. <https://doi.org/10.1016/j.jelekin.2007.10.010>
- iSport (2019). History of Cycling. Hentet 1.april 2019 fra <http://cycling.isport.com/cycling-guides/history-of-cycling>
- Jensen, R.L., Balasubramani, S., Brennan, G., Burley, K.C., Kaukola, D.R., LaChapelle, J.A & Shafat, A. (2007). Power output, muscle activity, and frontal area of a cyclist in different cycling positions. *International Symposium of Biomechanics in Sports*, 25, 172-176. Hentet fra <https://pdfs.semanticscholar.org/902a/3acc6cecc9661057244785178cfa640a68b6.pdf>
- Johnston, T.E. (2007). Biomechanical Considerations for Cycling Interventions in Rehabilitation. *Physical Therapy*, 87(9), 1243-52. <https://doi.org/10.2522/ptj.20060210>
- Kellis, E., Galanis, N., Kofotolis, N. & Hatzi, A. (2017). Effects of hip flexion angle on surface electromyographic activity of the biceps femoris and semitendinosus during isokinetic knee flexion. *Muscles, Ligaments and Tendons Journal*, 7(2), 286-292. <https://doi.org/10.11138/mltj/2017.7.2.286>
- Konrad, P (2006). *The ABC of EMG: A Practical Introduction to Kinesiological Electromyography*. USA: Noraxon INC.
- Lauhoff, P., Murphy, N., Doherty, C. & Horgan, N.F. (2013). A controlled clinical trial investigating the effects of cycle ergometry training on exercise tolerance, balance and quality of life in patients with Parkinson's disease. *Disability & Rehabilitation*, 35(5), 382–387. <https://doi-org.galanga.hvl.no/10.3109/09638288.2012.694962>
- Litzenberg, S., Illes, S., Hren, M., Reichel, M. & Sabo, A. (2008). Influence of Pedal Foot Position on Muscular Activity during Ergometer Cycling (P39). *The engineering of sport* 7(1), 215-222. Hentet fra https://books.google.no/books?hl=no&lr=&id=-PppDQbDCHQC&oi=fnd&pg=PA214&ots=zNJPoH55iT&sig=9tUDyWthDZPEEUJwcmTkaKc&redir_esc=y#v=onepage&q&f=false

- Lunnen, J.D., Yack, J. & LeVeau, B.F. (1981). Relationship between muscle length, muscle activity, and torque of the hamstring muscles. *Physical Therapy*, 61(2), 190–195. <https://doi.org/10.1093/ptj/61.2.190>
- Momeni, K., Faghri, P.P. & Evans, M. (2014). Lower-extremity joint kinematics and muscle activations during semi-reclined cycling at different workloads in healthy individuals. *Journal of Neuroengineering and Rehabilitation*, 11, 146. <https://doi.org/10.1186/1743-0003-11-146>
- Norsk Fysioterapeutforbund. (2015, 12.januar). Hva er fysioterapi? – Utdypet. Hentet fra <https://fysio.no/Hva-er-fysioterapi/Hva-er-fysioterapi-utdypet>
- Onishi, H., Yagi, R., Oyama, M., Akasaka, K., Ihashi, K., Handa, Y.(2002). EMG-angle relationship of the hamstring muscles during maximum knee flexion. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 12, 399–406. [https://doi.org/10.1016/S1050-6411\(02\)00033-0](https://doi.org/10.1016/S1050-6411(02)00033-0)
- Palastanga, N. & Soames, R. (2012). *Anatomy and Human Movement – Structure and Function 6th edition*. Edinburgh: Elsevier Churchill Livingstone.
- Quesada, J. I. P., Pérez-Soriano, P., Lucas-Cuevas, A. G., Palmer, R. S., & Ortiz de Anda, R. M. (2016). Effect of bike-fit in the perception of comfort, fatigue and pain. *Journal of Sports Sciences*, 35(14), 1459-1465. <https://doi-org.galanga.hvl.no/10.1080/02640414.2016.1215496>
- Raastad, T., Paulsen, G., Refsnes, P.E., Rønnestad, B.R., Wisnes, A.R.(2010). *Styrketrening – i teori og praksis*. Oslo: Gyldendal Norske Forlag.
- Ricard, M.D., Hills-Meyer, P., Miller, M.G. & Michael, T.J. (2006). The Effects of Bicycle Frame Geometry on Muscle Activation and Power During a Wingate Anaerobic Test. *Journal of Sports Science and Medicine*, 5(1), 25-32. Hentet fra <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/galanga.hvl.no/pmc/articles/PMC3818671/>

- Ryan, M. & Gregor, R. (1992). EMG profiles of lower extremity muscles during cycling at constant workload and cadence. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 2(2), 69-80. [https://doi.org/10.1016/1050-6411\(92\)90018-E](https://doi.org/10.1016/1050-6411(92)90018-E)
- Sanderson, D.J. & Amoroso, A.T. (2009). The influence of seat height on the mechanical function of the triceps surae muscles during steady-rate cycling. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 19(6), 465-471. <https://doi.org/10.1016/j.jelekin.2008.09.011>
- Savelberg, H.H.C.M., Van de Port, I.G.L. & Willems P.J.B. (2003). Body configuration in cycling affects muscle recruitment and movement pattern. *Journal of applied biomechanics*, 19, 310-324. <https://doi.org/10.1123/jab.19.4.310>
- Simonsen, E.B. & Hansen, L.K.(2010). *Lærebog i biomekanik*. København: Munksgaard.
- Slider, A., Gleason, K. & Thelen, D.G. (2011). Influence of Bicycle Seat Tube Angle and Hand Position on Lower Extremity Kinematics and Neuromuscular Control: Implications for Triathlon Running Performance. *Journal of Applied Biomechanics*, 27, 297-305.
- Statistisk sentralbyrå. (2017, 27.oktober). Idrett og friluftsliv, levekårsundersøkelsen. Hentet fra <https://www.ssb.no/kultur-og-fritid/statistikker/fritid/hvert-3-aar>
- Store norske leksikon. (2019, 17.april). Sykkel. Hentet fra <https://snl.no/sykkel>
- Tacx. Neo Smart. Hentet 03.05.19 fra <https://tacx.com/product/neo-smart/>
- Vanroy, C., Feys, H., Swinnen, A., Vanlandewijck, Y., Truijen, S., Visser, D., Michielsen, M., Wouters, K. & Cras, P. (2017). Effectiveness of Active Cycling in Subacute Stroke Rehabilitation: A Randomized Controlled Trial. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 98(8), 1576-1785. <https://doi.org/10.1016/j.apmr.2017.02.004>
- Verma, R., Hansen, E.A., Zee, M.D. & Madeleine, P. (2016). Effect of seat positions on discomfort, muscle activation, pressure distribution and pedal force during cycling.

Journal of Electromyography and Kinesiology, 27, 78-86.

<https://doi.org/10.1016/j.jelekin.2016.02.003>