



# Høgskulen på Vestlandet

## BFY330 - Bacheloroppgave

BFY330

### Predefinert informasjon

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

### Deltaker

**Kandidatnr.:** 334

### Informasjon fra deltaker

**Antall ord \*:** 7934

**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:** 12

**Andre medlemmer i  
gruppen:** 340

Jeg godkjenner avtalen om publisering av bacheloroppgaven min \*

Ja

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

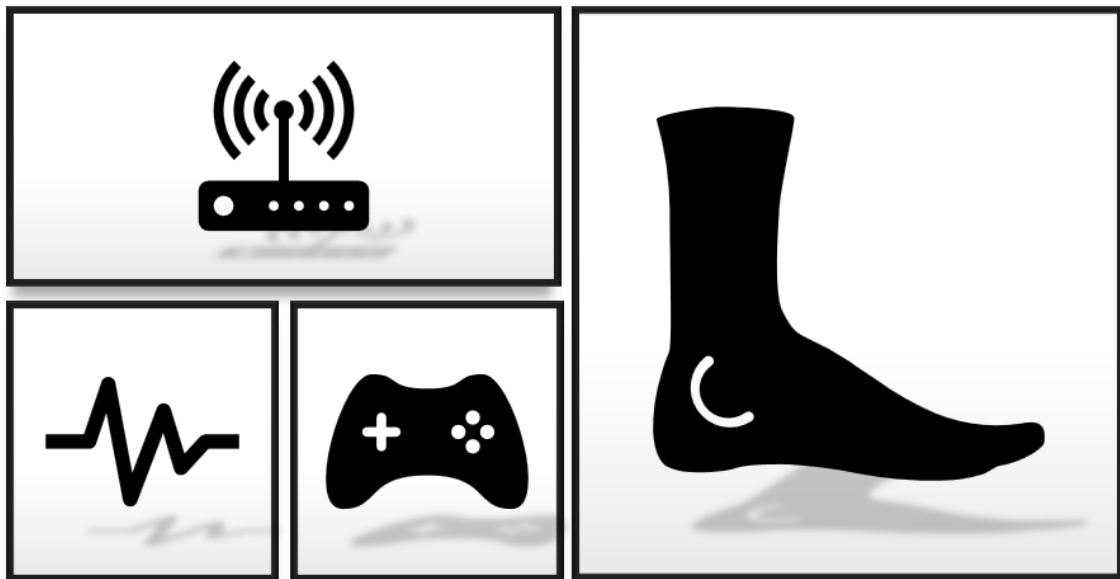
Ja, VR walk - dual task i form av tredemølle gange i VR og dets innvirkning på gangmønstret

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

Nei

## Gange på tredemølle i et virtuelt miljø: Endringer i muskelaktivering ved utførelse av tilleggsoppgaver

Treadmill walking in a virtual environment: Changes in muscular activation during dual task training.



Kandidatnummer: 334 og 340

Bachelorutdanningen i fysioterapi

Institutt for ergoterapi, fysioterapi og radiografi

Avdeling for helse og sosialfag

Innleveringsdato 21.05.2019

Ordtelling: 7934

# SAMMENDRAG

**Oppgavens tittel:** Gange på tredemølle i et virtuelt miljø: Endringer i muskelaktivering ved utførelse av tilleggsoppgaver.

**Problemstilling:** “Endres aktiveringsgraden av m.gastrocnemius medialis og m.tibialis anterior ved utførelse av tilleggsoppgaver under tredemøllegange i et virtuelt miljø?”

**Populasjon:** Friske mennesker mellom 19-40 år, uten sykdommer eller medisiner som kunne påvirke balanse og gangfunksjon.

**Metode:** Denne studien er en tverrsnittsstudie hvor deltakerne ble testet ved en anledning. Deltakerne skulle utføre en rekke forskjellige oppgaver i et «head-mounted display» (HMD) basert «virtual reality» (VR) spill, samtidig som de gikk på en tredemølle som var synkronisert til spillet. Aktivering av leggmuskulaturen deres ble målt ved bruk av elektromyografi og filmopptak ble tatt av testpersonenes underekstremiteter under testene. Vi har fokusert på EMG-resultater fra følgende oppgaver og testperioder; Tilvendt tredemøllegange (TT), tilvendt tredemøllegange i VR (TVR), plukking av statiske mynter (SM) og plukking av dynamiske mynter (DM). Under dataanalysen sammenlignes aktiveringsgraden mellom følgende testperioder: TT mot TVR, TVR mot SM, TVR mot DM og SM mot DM. Vi ser på gjennomsnittlig endring i aktiveringsgrad i m. Tibialis anterior og m.gastrocnemius medialis.

**Resultat:** Når vi sammenligner gjennomsnittlig aktiveringsgrad av leggmuskulatur ved tilvendt tredemøllegange og tilvendt tredemøllegange i VR er det ingen signifikant forskjell ( $p > .05$ ) mellom resultatene. Sammenlignet med tilvendt tredemøllegange i VR, skjer det en statistisk signifikant endring ( $p < .001$ ) i aktiveringsgraden for alle testmuskler under eksponering for oppgaven med statiske mynter. Videre ser vi en statistisk signifikant endring i aktiveringsgrad mellom tilvendt tredemøllegange i VR og oppgaven med dynamiske mynter ( $p < .001$ ). Endringen er også statistisk signifikant når vi ser på forskjell i aktiveringsgrad mellom «dual tasks» ( $p \leq .001$ ).

**Konklusjon:** Våre funn tilsier at samtidige ekstraoppgaver («dual tasks») utført under tredemøllegange i VR kan påvirke aktiveringsgrad av leggmuskulatur hos friske unge mennesker. Utførelse av manuelle ekstraoppgaver under tredemøllegange i et virtuelt miljø ser ut til å påvirke balansen, og videre forskning på kliniske grupper er nødvendig for å fastslå om dette er en treningsmetode for personer med nedsatt balanse- og gangfunksjon.

# ABSTRACT

**Title:** Treadmill walking in a virtual environment: Changes in muscular activation during dual task training.

**Research question:** «Does the degree of activation of m.gastrocnemius medialis and m.tibialis anterior change when performing dual tasks during treadmill walking in a virtual environment?»

**Population:** Healthy people aged 19-40, without diseases or medications that could affect balance and gait function.

**Methods:** This study is a cross-sectional study where the participants were tested on one occasion. Participants were required to perform a variety of tasks in a head mounted display-based virtual reality (VR) game while walking on a treadmill that was synchronized to the game. Activation of their calf muscles was measured using electromyography and film recording of test subjects' lower extremities were taken during the tests. For the scope of this project we have focused on the EMG recordings for the following tasks; familiarised treadmill walking (TT), familiarised treadmill walking in VR (TVR), picking static coins (SM) and picking dynamic coins (DM). The comparison of calf muscle activation between these recordings was a goal of our analysis.

**Results:** Comparing the average degree of activation in calf muscles during familiarised treadmill walking to familiarised treadmill walking in VR shows no statistically significant difference ( $p > .05$ ). Comparison between familiarised treadmill walking in VR and the dual task with static coins shows a statistically significant ( $p < .001$ ) change in activation of all tested muscles. Furthermore, we can see a statistically significant ( $p < .001$ ) change in the degree of activation between familiarised treadmill walking in VR and the dual with dynamic coins. The change in calf muscle activation is also statistically significant when we look at the difference between the two dual tasks ( $p \leq .001$ ).

**Conclusion:** Our findings suggest that performing dual tasks while walking on a treadmill in a virtual environment can cause statistically significant changes in the degree of activation in the calf muscles.

## INNHOLDSFORTEGNELSE

1.0 Innledning	1
1.1 Bakgrunn	1
1.2 Formål med oppgaven	1
1.3 Oppgavens struktur	2
2.0 Teori	2
2.1 Gangfunksjon	2
2.2 Balanse og postural kotnroll	3
2.21 Aldring og balanse	3
2.22 Trening av balanse	4
2.23 Nevroplastisitet	5
2.3 «Dual task»	6
2.4 «Exergaming»	7
2.41 Virtuell virkelighet	7
2.42 Bruk av VR i rehabilitering	8
2.5 Gange	10
2.51 Leggmuskulatur	10
2.52 Aktivering i leggmuskulatur under gange	11
2.6 EMG	12
2.61 Prinsippet i EMG	12
2.62 Faktorer for signalstyrke	12
2.7 Oppsummering av teori	13
3.0 Metode	14
3.1 Studiedesign	14
3.2 Prosedyre	15
3.3 Utstyr	16
3.31 Praktisk utførelse av EMG	17
3.4 Analyse	17
3.5 Analyse av EMG-data	19
3.6 Statistisk analyse	20
4.0 Resultat	20
4.1 Tilvendt tredemøllegange uten og i VR	20
4.2 Tilvendt tredemøllegange i VR mot statiske mynter	21
4.3 Tilvendt tredemøllegange i VR mot dynamiske mynter	21
4.4 Gange under utførelse av tilleggsoppgaver	21
5.0 Diskusjon	22
5.1 Begrensninger	22
5.2 Drøfting av resultater	24
5.3 Drøfting av VR	25
6.0 Konklusjon	27
7.0 Litteraturliste	28
Vedlegg 1. Endringslogg	33

## Oversikt over figurer og tabeller

### Figurer

Figur 1. Skjematisk fremstilling av en gangsyklus

Figur 2. Skjematisk oversikt over muskelaktivering under gangsyklus

Figur 3. Elektroder festet på legg

Figur 4. Grafisk oversikt over hele testforløpet.

Figur 5. Bildet av tredemøllen med rekkverk og det samme rekkverket animert i VR.

Figur 6. Gange på tredemølle i VR.

Figur 7. Plukking av mynter under tredemøllengange i VR.

Figur 8. Rå EMG signal.

Figur 9. EMG signal etter «rectification»

Figur 10. EMG signal etter fullført prosessering

Figur 11. Skjermbilde av Noraxon Myomuscle

### Tabeller

Tabell 1. PICO-skjema

Tabell 2. Populasjonsbeskrivelse

Tabell 3. Gjennomsnittlig aktiveringsgrad

Tabell 4. P-verdier

## 1.0 Innledning

I denne oppgaven vil vi undersøke om aktiveringsgraden i m.tibialis anterior og m.gastrocnemius medialis endrer seg når et individ utfører tilleggsoppgaver under gange på tredemølle i et VR-spill.

## 1.1 Bakgrunn

Man kan vel knapt tenke seg noe mer fysioterapirelevant enn gange. Som fysioterapistudent er gange og ganganalyse noe av det første man blir introdusert til, og som fysioterapeut i klinisk praksis er pasientens gange blant det første man legger merke til. Ivaretagelse og rehabilitering av gangfunksjon er sådan en av fysioterapeutenes mest vesentlige oppgaver. Tradisjonelt sett består rehabilitering av gangfunksjon av oppgavespesifikk trening med bruk av hjelpemidler som gangbane og tredemølle, eller andre verktøy som kan utfordre gange gjennom økte krav til balansen. I de senere år har nytteverdien av spillteknologi, mer spesifikt VR-teknologi blitt brukt mer og mer i trening og rehabilitering, men det er fremdeles et nytt og lite utforsket område.

Vi fikk en mulighet til å delta på et omfattende prosjekt som skulle ta for seg bruk av VR-teknologi under gange på tredemølle. Forsøkspersonene fikk ulike utfordringer gjennom spillet, og endringene i en rekke ulike gangparametere ble registrert. Vår rolle i dette prosjektet var, ved hjelp av elektromyografi, å se spesifikt på endringer i muskelaktivering i leggmuskulatur under disse oppgavene. Per dags dato kan vi ikke se i forskningslitteraturen at akkurat disse gangparametrene er undersøkt under slike omstendigheter. Prosjektet er derfor ganske unikt og vi er heldige som får delta på prosjektet og benytte oss av fasilitetene bevegelseslaboratoriet på HVL har å tilby.

## 1.2 Formål med oppgaven

Hensikten med oppgaven var å undersøke om det skjer endring i gangparametre under gange i ett VR-spill på tredemølle. VR er relativt ny teknologi under rask utvikling. Det finnes imidlertid lite forskning på det området. Derfor tenker vi at det hadde vært interessant å undersøke om VR egner seg for rehabilitering og da spesielt med fokus på utføring av samtidige ekstraoppgaver («dual task»-trening). For at balansekontrollen under gange skal bli bedre er det viktig at balansen utfordres under trening. En måte vi kan undersøke dette på er ved å se på om muskelaktiveringen øker (Li et al, 2012). Som et innledende forsøk ønsker vi



å undersøke friske, unge mennesker, og vi vi ønsker å undersøke muskelaktivering på for- og baksiden av leggen.

*«Endres aktiveringsgraden av m.gastrocnemius medialis og m.tibialis anterior ved utførelse av tilleggsoppgaver under tredemølle gange i et virtuelt miljø?»*

### 1.3 Oppgavens oppbygging

Oppgaven består av et teorigapittel, et metodekapittel, ett kapittel med resultat og drøfting og avslutningsvis en konklusjonsdel. I teorigapittelet vil vi presentere den teorien som ligger til grunn for vår forståelse av prosjektet. Her ser vi inngående på teori om menneskets forutsetninger for gange, postural kontroll og rehabilitering av disse egenskapene. Vi dekker også teori om teknologien vi skal benytte oss av. I metodedelen presenterer vi hvilke metoder vi har brukt for å samle inn data og bearbeide resultatene av undersøkelsen. Videre vil vi presentere resultatene fra prosjektet for å så drøfte eventuelle funn med tanke på problemstillingen vår. Vi diskuterer også rundt noen fordeler og ulemper med bruk av VR teknologi som behandlingsverktøy.

## 2.0 Teori

I denne delen vil vi presentere den teorien som ligger til grunn for vår forståelse av prosjektet. Her ser vi inngående på teori om menneskets forutsetninger for gange og balanse, samtidig som vi fordyper oss i teorien om teknologien vi skal benytte oss av.

### 2.1 Gangfunksjon

Gange er menneskets mest grunnleggende måte å bevege seg på og er derfor en av de vanligste aktivitetene man gjør på dagsbasis. Ideelt sett utføres gange effektivt for å minimalisere energiforbruk. Gange må også være trygt for at man skal unngå fall og eventuelle skader. Det tar mange år for barn å lære seg å gå på denne måten. Etter mange års trening klarer vi å gå samtidig som vi snakker, ser i ulike retninger eller manøvrerer hindringer uten problemer. Samtidig ser vi at eldre individer får en stadig større utfordring med gange. Tap av muskelstyrke, sykdom og/eller redusert balanse kan gjøre at eldre mennesker trenger å bruke ganghjelpemidler for å kunne forflytte seg trygt på egenhånd. Selvstendighet i forflytning er en viktig faktor både når det gjelder selvpoplevd livskvalitet og grad av autonomi (Neumann, 2010, s.627-628). Gange er en kompleks aktivitet som er

avhengig av riktig koordinering av alle kroppssegmenter, og gange kan sees på som et uttrykk for dynamiske balanseferdigheter (Winter, 1995). I de neste delkapitlene skal vi se nærmere på hva vi mener med balanse og hvordan kan vi som fysioterapeuter påvirke den.

## 2.2 Balanse og postural kontroll

Balanse kan i sin enkleste form bety likevekt, med andre ord at summen av kreftene som virker på et legeme er null. En annen definisjon kan være at balanse er evnen til å unngå å falle. Dette er en definisjon som har i seg aspekter av bevegelse og motorisk kontroll (Læssøe, 2013, s.15-16, 33). En mer kompleks og utfyllende definisjon gis av Kisner og Colby:

*“The ability to align body segments against gravity to maintain or move the body (center of mass) within the available base of support without falling; the ability to move the body in equilibrium with gravity via interaction of the sensory and motor systems”* (Kisner & Colby, 2007, s.2).

Et beslektet begrep er postural kontroll. Postural kontroll kan defineres som:

*“the act of maintaining, achieving or restoring a state of balance during any posture or activity”* (Læssøe, 2013, s.25).

Definisjonen av postural kontroll viser at balanse ikke kun er statisk men en kontinuerlig prosess som krever kontinuerlig adaptasjon (Læssøe, 2013, s.24-25). Dette er også den definisjonen som har mest relevans for en så dynamisk aktivitet som gange, hvor kroppens tyngdepunkt faller utenfor understøttelsesflaten for hvert skritt (Winter, 1995). I denne oppgaven kommer vi til å bruke begrepet balanse, siden det er godt innarbeidet.

### 2.21 Aldring og balanse

Økende alder er forbundet med økt forekomst av sykdom, men det er problematisk å sette likhetstegn mellom aldring og sykdom. Det er likevel vanlig at kroppslige ressurser reduseres med økende alder, i ulik takt alt etter hvilke levevaner man har (mosjon, kosthold etc). Etter man har fylt 60 år faller kondisjonen med gjennomsnittlig 1% årlig. Når det gjelder muskelstyrken, snakker vi om reduksjon på ca. 1,5% årlig etter fylte 60 år. Det skjer også en reduksjon av den maksimale hastigheten for muskelkontraksjoner som igjen har betydning for dagligdagse aktiviteter der kraften skal genereres hurtig, f.eks. når man skal reise seg fra en stol eller prøve å unngå fall (Beyer, Lund, Klinge, 2012, s.183).

Med økende alder er det en tendens til at balansen blir dårligere. Det kan skyldes ulike faktorer. Ofte kan det skyldes manglende stimulering og utfordring av balansen som følge av mindre fysisk aktivitet (Bulbulian et al., 2000). Aldersbetinget svekking av kroppens systemer som f.eks. muskler (Narici, Maffulli, Maganaris, 2008) eller hjernen (Anderton, 2002), vil kunne påvirke balanseevnen ytterligere. Eldre mennesker plages også oftere av ulike lidelser enn yngre voksne. Det er også mange andre faktorer som spiller en rolle når vi snakker om aldersrelatert svekking av balanse. Det kan være biomekaniske faktorer (f.eks. leddproblemer, smerter, nedsatt bevegelse) og/eller reduksjon i evnen til å motta eller bearbeide sensorisk informasjon (visuell, vestibulær og proprioseptiv). Det kan også være andre faktorer som frykt for fall eller kognitiv dysfunksjon (Beyer, Lund, Klinge, 2012, s.183). Det er vanskelig å skille mellom aldersrelaterte endringer og hva som er resultat av manglende aktivitet. Disse forandringene kan arte seg svært forskjellig fra et individ til et annet. (Læssøe, 2013, s.18).

## 2.22 Trening av balanse

Trening kan defineres som en systematisk påvirkning av organismen over tid for å endre de fysiske og psykiske forutsetninger som ligger til grunn for prestasjonsevnen. Gjentakelse, systematikk, progresjon, spesifisitet og målrettethet er viktige nøkkelord når det gjelder trening. Påvirkningen må skje konsekvent etter et bestemt mønster. Det er først når en bestemt øvelse blir gjentatt systematisk over en viss tid at vi kan kalle det trening. Graden av utfordringen bør økes i takt med økt prestasjon for å få god effekt av treningen. Spesifisiteten ved treningen er viktig, og fremgang oppnås gjennom å utfordres i de aktivitetene som man ønsker å bli bedre (Beyer, Lund, Klinge, 2012, s.17-18, 118, 151).

Kroppen befinner seg i kontinuerlig dynamisk tilstand mellom oppbygning og nedbrytning. For eksempel tilpasser både benvev og muskelvev seg de belastningene vevet utsettes for. Denne tilpasningen kan skje enten i positiv eller negativ retning: Muskelstyrke, for eksempel, øker ved styrketrening og forsvinner som følge av immobilisering. Dette prinsippet synes å gjelde generelt, og beskrives i engelsk litteratur som: “use it or lose it”. Når det er snakk om balanse, er det litt annerledes fordi balanse ikke kan knyttes direkte til en enkel vevstype. Balanse er et komplisert fenomen som krever samspill mellom mange ulike systemer i kroppen. Likevel forverres både balanse og postural kontroll av understimulering og bedres av utfordringer. “Use it or lose it” gjelder også her (Læssøe, 2013, s.149-151).

## 2.23 Nevroplastisitet

Når man trener balanse, gange eller hvilken som helst annen funksjon, påvirker man nervesystemet. Det skjer endringer i det nevralt nettverket som fører til bedre integrasjon av sensorisk informasjon og utvikling av motoriske programmer. Hjernen har evnen til å gjennomgå endringer på et strukturelt nivå grunnet sine plastiske egenskaper. (Læssøe, 2013, s.151). Hjernens plastisitet innebærer sentralnervesystemets kapasitet til strukturelt å tilpasse seg de funksjonelle kravene som stilles. Våre erfaringer og måter vi bruker systemet på ser ut til å påvirke strukturene i hjernen. Med andre ord er hjernens plastisitet aktivitets- og bruksavhengig (Brodal, 2013, s.76). Viktige faktorer som intensitet, frekvens og varighet av trening/øving påvirker graden av den nevralt reorganiseringen betydelig (Weis, Keshner & Levin, 2014, s.13). Taubert et al har sett på endringer i hjernen som følge av kortsiktig trening av en kompleks balanseøvelse. Det ble observert strukturelle endringer på cellenivå både i den grå og hvite substansen i hjernen, allerede etter noen få treningsøkter. De strukturelle endringene samsvarte med økt prestasjon i balanseoppgaven. Forfatterne påpeker i sin artikkel det enorme potensialet nervesystemet har til å gjennomgå adaptive endringer som følge av læring (Taubert et al, 2010). Videre er det mye eksperimentell støtte for hypotesen om at de strukturelle endringene i nervesystemet er det cellulære grunnlaget for læring og hukommelse (Brodal, 2013, s. 76). Når det er sagt, skjer disse endringene i hjernen, noe som gjør at det er vanskelig å observere disse. Den observerbare endringen i atferd som er resultatet av de strukturelle endringene er i mange tilfeller mer interessant og enklere å observere (Taubert et al, 2010)

Når det gjelder læring eller funksjonstrening er spesifisitet også en viktig faktor. Spesifisitetsprinsippet handler om at effektene av trening er spesifikke til den oppgaven eller aktiviteten man trener på. Desto mer oppgavespesifikk en øvelse eller treningssituasjon er til den aktiviteten man trener til, desto større overføringsverdi har den til oppgaven. (Carr & Shepherd, 2010, s.17).

Senere i oppgaven vil vi snakke mer om ovennevnte faktorerens betydning for plastisitet i forbindelse med bevegelse i virtuelle miljøer.

### 2.3 «Dual task»

En forutsetning for god postural kontroll er at det skjer relevant prosessering av sensorisk informasjon og den motoriske programmering på bakgrunn av individets bevegelseserfaringer. Hver enkel oppgave vi utfører i dagliglivet, enten motorisk eller mental krever en viss mengde oppmerksomhetskapasitet av det sentrale nervesystemet. Denne oppmerksomheten synes til å være begrenset, men kan fordeles mellom ulike oppgaver. Lite krevende eller velkjent oppgaver vil bruke lite av den totale kapasiteten, mens en vanskelig eller ukjent oppgave vil kreve mye ressurser. Utfører man flere oppgaver samtidig, såkalt «dual task», vil disse konkurrere om oppmerksomhetskapasiteten som er tilgjengelig. Utfører man en krevende oppgave, vil det være lite kapasitet igjen for en eventuell sekundær oppgave. Det kan bety at den sekundære oppgaven nedprioriteres eller ignoreres. Et alternativ er at begge oppgaver utføres med et dårlig resultat. Man kan da argumentere for at en relativt automatisert ferdighet som f.eks. gange ikke vil bli forstyrret i en «dual task»-situasjon, med mindre gangfunksjonen eller postural kontroll er nedsatt, eller den sekundære oppgaven er svært krevende (Læssøe, 2013, s.68-71; Woollacott & Shumway-Cook, 2002). Dette fenomenet kan utnyttes ved ferdighetstrening. For å nevne et eksempel, har bruk av «dual task» ved trening på tredemølle tidligere vist lovende resultater når det gjelder reduksjon av f.eks. fallrisiko hos eldre (Dorfman et al, 2014). «Dual tasks» kan deles opp i to hovedkategorier: manuelle – der man utfører en manuell oppgave i tillegg til gange, eller kognitive – der man utfører tenkeoppgaver samtidig som man går (Madehkhaksar & Egges, 2016). Eksempelvis det å bære en kopp med te er en form for manuell «dual task», mens det å gå samtidig som man holder en samtale er en form for kognitiv «dual task»-situasjon.

En form for «dual task» er ikke et uvanlig fenomen når det er snakk om dataspill. Dataspill situasjoner innebærer ofte delt oppmerksomhet. Populære spillkonsoller som Nintendo Wii eller Microsoft Kinect utnytter spillerens bevegelser, fanget via infrarødt lys, til å interagere med spillet. Ulike spill krever av spilleren å ha full oppmerksomhet på det som skjer på skjermen samtidig som vedkommende må bevege kroppen sin. (Ogawa, You, & Leveille, 2016). Dette bringer oss til begrepet «exergaming»

## 2.4 «Exergaming»

«Exergaming» er et engelsk begrep som slår sammen ordene “exercise” – trening/utøvelse og “gaming” – spilling. Begrepet brukes for å beskrive digitale spill som involverer fysisk aktivitet. Det å tilegne spillegenskaper som poengsystem og regler til aktiviteter som ikke har dem fra før kalles for “gamification” (Prince, 2013, s.162). Disse elementene kan tilføres dagligdagse aktiviteter, trening eller rehabiliteringsøvelser. Tidligere har ikke teknologien for slike aktive videospill vært tilgjengelig for alle, da den har vært for dyr og upraktisk for hjemmebruk. Gjennom de siste årene har fremskritt i teknologi gjort det mulig for den gjengse spillinteresserte å kjøpe og benytte seg av ulike konsoller som tillater interaktiv spilling (Zhou & Salvendy, 2017, s.254-255). Denne tilgjengeligheten på spillteknologi vekker interesse i rehabiliteringsfeltet. Teknologien kan potensielt gi tilbud om trygg, godt tilpasset og lystbetont aktivitet for individer med ulike former for funksjonsnedsettelse (Weis, Keshner & Levin, 2014, s.13-14, 25). De siste årene har vi observert en økt tilgjengelighet av konsoller som tillater økt grad av aktivitet i spillsammenheng.

### 2.41 Virtuell virkelighet

Begrepet virtuell virkelighet (virtual reality; VR) er brukt om virtuelle miljøer (virtual environments; VE) som man kan bevege seg i og/eller samhandle med ved hjelp av ulike plattformer. Et virtuelt miljø kan oppleves gjennom en vanlig tv eller datamonitor, hvor brukere interagerer med miljøet via datamus, tastatur eller håndkontrollere. Dette betegnes som et «classic desktop VE system» (Steinicke, Visell, Campos & Lécuyer, 2013 s.13). Enkelte konsoller tillater brukerens bevegelser av håndkontrollen å fanges opp gjennom bruk av infrarødt lys. Bevegelsene kan brukes til å samhandle med det virtuelle miljøet gjennom et vanlig skjermoppsett (Steinicke, Visell, Campos & Lécuyer, 2013, s.14).

Et CAVE - system (Cave Automatic Virtual Environment) benytter seg av flere skjermer eller projektorer for å gi brukeren følelsen av å stå inne i miljøet, ikke bare stå på utsiden og se inn. Dette er med på å skape et enda mer oppslukende miljø (Steinicke, Visell, Campos & Lécuyer, 2013, s. 16). Det aller mest oppslukende formatet av VE og det som oftest er forbundet med virtuell virkelighet er et system som benytter seg av briller, eller HMD (head mounted display). Denne teknologien begrenser alle visuelle inntrykk utenfra til fordel for det virtuelle miljøet. Brillene registrerer brukerens hodebevegelser og tilpasser synsinntrykkene etter dem. Dette hodemonterte konsollet tillater brukeren av systemet å bevege seg fritt og

interagere med miljøet gjennom bruk av håndkontrollere (Steinicke, Visell, Campos & Lécuyer, 2013, s. 18).

Utforskning av virtual reality som et treningsverktøy for oppgaver i den virkelige verden har pågått siden midten av 1900-tallet. Det ble utnyttet først og fremst i kjøre- og flysimulatorer. Simulasjon av krevende oppgaver i den virtuelle realiteten skaper et trygt treningsmiljø der brukeren kan utfordre seg selv på en sikker måte. Utviklingen av VR teknologi skjer fort og det kommer stadig nye produkter og utstyr som utnytter denne teknologien i ulike bransjer, ikke minst i helsesektoren. De første VR enheter var stasjonære og hadde mange begrensninger som hindret teknologien i å bli utnyttet i kliniske situasjoner, men i takt med utviklingen av teknologien, får brukerne av VR stadig flere muligheter. Det finnes mange ulike VR-systemer, med ulike bruksområder. I senere år har den kliniske nytteverdien av VR-teknologi blitt av stadig større interesse for forskere innen rehabiliteringsfeltet (Steinicke, Visell, Campos & Lécuyer, 2013, s. 333-334).

## 2.42 Bruk av VR i rehabilitering

Fysisk rehabilitering handler primært om å hjelpe individer å oppnå et funksjonsnivå som tillater dem å mestre dagliglivets gjøremål. Det kan gjøres via tilegnelse av nye, gjenvinning av gamle, eller kompensering for tapte motoriske ferdigheter, altså motorisk læring. (Weis, Keshner & Levin, 2014, s.25). Som vi har nevnt tidligere, er nevroplasticitet og læring tett knyttet sammen. Hjernens plasticitet er en forutsetning for læring, derfor har den en sentral rolle i kontekst av rehabilitering. Vi har også nevnt at det er bl.a. tre viktige faktorer, intensitet, frekvens og varighet, som er med å påvirke graden av tilpasning eller reorganisering som skjer i nervesystemet som følge av øving / trening.

Virtuelle miljøer tillater oss kontroll og manipulasjon av disse parameterne i stor grad, som igjen kan legge til rette for motorisk læring. Det visuelle aspektet av VE kan i stor grad formes slik man ønsker det, og selv om man er fortsatt noe bundet av den fysiske virkeligheten i form av f.eks. romstørrelse, gulv eller tredemølle kan man skape trygge og lett manipulerbare rammer for ulike dagligdagse aktiviteter eller funksjoner. Disse faktorene kan også utnyttes og manipuleres i tradisjonell rehabilitering. Det som gjør at VR-teknologi er så interessant i forbindelse med rehabilitering er muligheter som er mindre begrenset av den fysiske virkeligheten og at opplevelsen kan være mer engasjerende og oppslukende. Nettopp

de faktorene er viktige grunner til at VR-teknologi er så interessant i forbindelse med rehabilitering (Weis, Keshner & Levin, 2014, s.13-14).

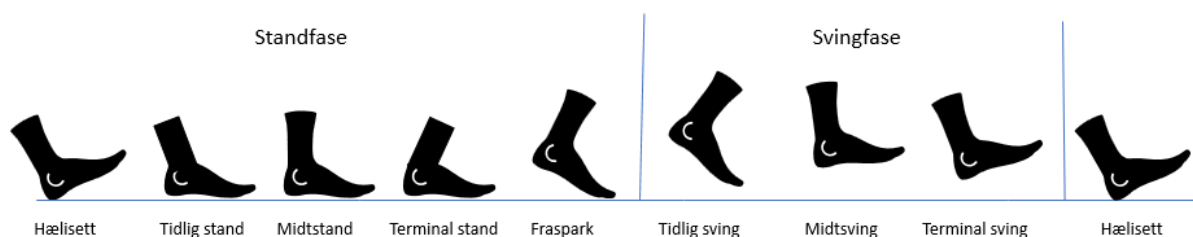
Videre er det mulig med dagens teknologi å utføre gange i et oppslukende virtuelt miljø, som kan både være motiverende og utfordrende for brukeren (Steinicke, Visell, Campos & Lécuyer, 2013, s. 333-334). Det har blitt gjort studier som peker på at VR-teknologi kan være et effektivt verktøy når det gjelder både trening av gange (Kim, H. Et al, 2015; Peruzzi, A et al, 2017) og balanse (Cho et al, 2012) hos slagpasienter. Lovende resultater kommer frem også når det gjelder å redusere fallrisiko ved bruk av VR-basert trening (Mirelman. A, et al, 2011). To systematiske oversikter publisert i 2018 tar for seg trening i VR i forhold til gange og balanse for pasienter med nevrologiske lidelser. Begge oversiktene konkluderes med at VR-trening kan implementeres og har effekt når det gjelder rehabilitering av ovennevnte funksjonene hos denne pasientgruppen (Porrás et al., 2018; Casuso-Holgado et al., 2018). Det ser ut som om VR-basert rehabilitering har potensiale til å ta større plass i rehabiliteringsprosessen i fremtiden, samtidig er det behov for mer kunnskap og erfaring når det gjelder bruk av teknologien (Steinicke, Visell, Campos & Lécuyer, 2013, s. 346).

Vi har hittil presentert det teoretiske grunnlaget vi har for vår forståelse av balanse, hjernens plastisitet, motorisk læring og VR. Disse er viktige og relevante temaer for vår oppgave som kommer til å bli tatt opp i diskusjonsdelen. Vi må likevel påpeke at i dette prosjektet ønsker vi å undersøke hvordan unge mennesker reagerer når de går i et virtuelt miljø. Vi ønsker også å finne ut om balansen utfordres ved utførelse av tilleggsoppgaver («dual task») ved gange i VR. Gange er altså en av sentrale temaer i dette prosjektet. Videre vet vi at for at balansen skal bli bedre så må den utfordres (Sherrington et al, 2016). En måte vi kan se det på er å måle endringer i muskelaktivering på for- og bakside legg ved hjelp av elektromyografi (Li et al, 2012). I de neste delkapitlene vil vi derfor snakke mer inngående om både gange og elektromyografi.



## 2.5 Gange

Gange består av en serie med bevegelser som utføres i et repeterende mønster. En enhet av denne syklusen kalles en gangsyklus (Neumann, 2010, s.630-631). En gangsyklus varer fra hælissett til hælissett på samme fot. For å kunne diskutere de forskjellige elementene innen en gangsyklus er det nyttig å dele den opp i faser. Gjennom en gangsyklus går beinet gjennom en standfase og en svingfase (Neumann, 2010, s.633). Standfasen og svingfasen deles igjen opp i underkategorier. Standfasen deles inn i fem deler; hælissett, tidlig standfase, midtstandsfase (når trochanter major er direkte over midtfot), terminal standfase og fraspark. Svingfasen deles inn i tre deler; tidlig, midt og terminal svingfase (figur 1.)



Figur 1. Skjematisk fremstilling av en gangsyklus (modifisert etter figur fra Wang et al, 2012).

### 2.51 Leggmuskulatur

I fot og legg er det en hel rekke forskjellige muskler som tillater oss å bevege foten gjennom forskjellige plan og akser. Musklene har forskjellige funksjoner basert på hvor de har sine utspring og fester. Sammen utfører musklene i leggen mange koordinerte bevegelser som tillater oss å gå slik vi gjør. Vi snakker i hovedsak om plantarfleksjon og dorsalfleksjon i denne oppgaven, og selv om musklene i leggen har varierende egenskaper ser vi fremdeles muskelgrupper som utfører de samme bevegelsene.

På fremsiden av leggen er det fire muskler som er med på å utføre dorsalfleksjon i ankelleddet, og den mest overfladiske av dem er m.tibialis anterior. Dorsalfleksorene i ankelleddet er mest aktive fra tidlig standfase og gjennom hele svingfasen i gangsyklusen (Neumann, 2010, s.608). Denne muskelgruppen jobber konsentrisk for å løfte foten opp i dorsalfleksjon for å hindre at foten kommer borti bakken under svingfasen. Den jobber deretter eksentrisk for å senke foten ned igjen mot en kontrollert plantarfleksjon.

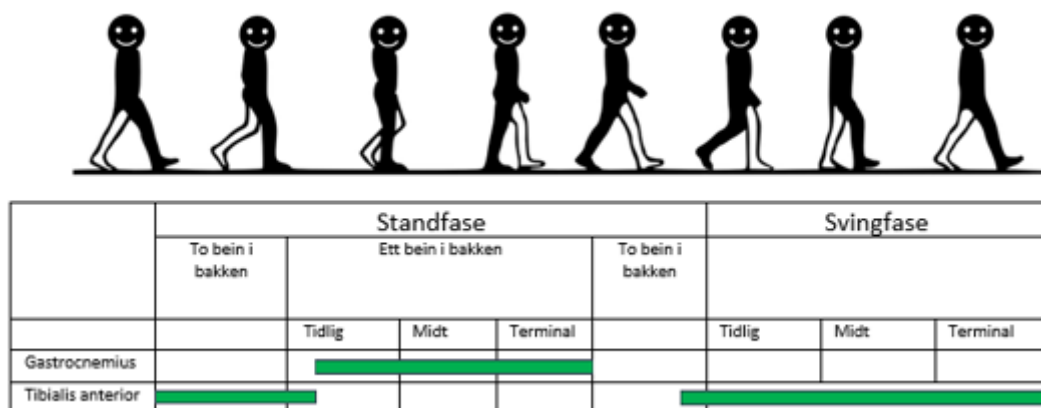
På baksiden av leggen finner vi de musklene som utfører plantarfleksjon. Den mest overfladiske muskelen på baksiden av leggen er m.gastrocnemius. Musklene som utfører

plantarfleksjon er aktive gjennom hele standfasen og særlig aktive i frasparket mellom midtstandsfasen og før tærne løftes fra underlaget. De aktiveres like etter musklene på fremside legg slapper av for å slippe foten ned i plantarfleksjon. (Neumann, 2010, s.613).

Figur 2 viser en skjematisk oversikt over hvor i gangsyklusen de forskjellige musklene aktiveres.

## 5.22 Muskelaktivitet i legg under gange

Som vist i figur 2, forekommer det ikke stor overlapp mellom aktiveringen av de antagonistiske muskelgruppene på frem og bakside legg under normal gange. Men det er ting som kan påvirke aktiveringsmønsteret man har under vanlig gange. Graden av overlapp kan måles og kvantifiseres med bruk av riktig måleutstyr, noe vi kommer mer inn på seinere i oppgaven.



Figur 2. Skjematisk oversikt over muskelaktivering i gangsyklus. Figuren viser hvor i gangsyklusen de forskjellige musklene aktiveres (modifisert etter figur fra Bonnefoy-Mazure & Armand, 2015).

Som tidligere nevnt, har det blitt påvist endring i aktiveringsgrad av leggmuskulatur når balanse blir utfordret under gange på tredemølle (Li et al, 2012). Økende krav til balansen kan føre til at vi stiver av ledd ved hjelp av ko-kontraksjoner av antagonistiske muskelgrupper (Læssøe, 2013, s.43). Det er også påvist større grad av ko-kontraksjoner i leggmuskulatur hos mennesker med neurologiske tilstander som slag. Dette mistenkes å være en strategi for å øke stabiliteten under gange (Lo et al, 2017). Ganghastigheten påvirker alle gangparametere (Neumann, 2010, s.630-631), trolig også aktiveringsmønsteret i leggmuskulaturen. Studien til Lo et al. viser at økt grad av ko-kontraksjoner under gange, er assosiert med ett lavere gangtempo hos eldre mennesker. I vårt prosjekt tester vi

muskulaturen i leggen, da musklene på frem og bakside av legg er antagonistiske muskelgrupper som nettopp gjennom ko-kontraksjoner kan stive av ankelleddet.

## 2.6 EMG

Elektromyografi (EMG) er en analyseteknikk som tillater oss å oppdage, måle og analysere muskelkontraksjoner gjennom myoelektriske signaler (Konrad, 2005, s.5). I dette prosjektet har vi benyttet oss av kinetisk EMG, en metode som benytter seg av lettpåførlige overflateelektroder for å måle styrken av frivillige muskelkontraksjoner (Neumann, 2010, s.66).

### 2.61 Prinsippet i EMG

Prinsippet i målemetoden er registrering av elektriske signaler som forekommer som følge av endring i sarcolemma, eller muskelcellemembranenes hvilepotensiale. Når et nevron kjemisk aktiverer en motorisk enhet gjennom utsending av neurotransmittere fra nevromuskulær synapse, utløses det et aksjonspotensiale som stimulerer til kontraksjon. Aksjonspotensialet fører til en depolarisering i sarkolemma. Depolariseringen etterfølges igjen av en repolarisering når ionepumpen i cellemembranen pumper ionene tilbake og polariserer membranen igjen. I løpet av et aksjonspotensial forandrer hvilemembranpotensialet i cellemembranen seg fra -80mV til 30mV og deretter tilbake til -80mV. Depolariseringen skjer først på et lite avgrenset område i sarcolemma og forflytter seg så nedover membranen i muskelfibrenes lengderetning.

Elektrodene registrerer denne elektromagnetiske energien og signalene blir sendt til en mottaker via en sender. Når signalet er mottatt kan det kvantifiseres ved hjelp av et analyseverktøy i form av et dataprogram. Aksjonspotensialene i de motoriske enhetene som er tilgjengelig for elektrodene, registreres. Aksjonspotensialenes verdier summeres så sammen til en kurve (Konrad, 2005, s.10). Det rå EMG signalet består av aksjonspotensialenes negative og positive verdier summert og fremstilt som en kurve (figur 8).

### 2.62 Faktorer for signalstyrke og eventuelle feilkilder

En forsøksperson kan påvirke signalstyrken til EMG signalene ved å endre aksjonspotensialenes frekvens og antallet av motoriske enheter som blir rekruttert. Dette gjøres ved å ta hardere i under kontraksjonen. En økt frekvens i aksjonspotensialer i en

muskel, samt rekruttering av flere motoriske enheter fører til større kraft i kontraksjonen og høyere amplitude i signalene. (Konrad, P. 2005.s.10) Det er også faktorer for signalstyrke som ikke kan kontrolleres av individet, som måleområdet vevskarateristikk. For eksempel kan mengden underhudsfett påvirke hvor sterke signaler elektroden plukker opp.

Slike fysiske faktorer varierer fra individ til individ, og kan til og med kan variere fra sted til sted på individet, eksempelvis fra legg til legg, som vi har testet i vår oppgave. Dette gjør det vanskelig å kvantitativt sammenligne EMG signalenes styrke mellom individer. Andre kilder for usikkerhet kan være EMG signaler fra nærliggende muskulatur som elektrodene fanger opp og ligger til i kurven. Dette avhenger av hvor nært andre muskler man har festet elektrodene. Forskjell i elektrodeplassing fra sted til sted vil også påvirke EMG signalet. Jo lenger avstand det er fra neuromuskulær synapsen til elektrodene, jo svakere blir signalet (Konrad, P. 2005.s.11)

## 2.7 Oppsummering av teori

I teoridelen har vi presentert gange og redegjort for noen av forutsetningene for at vi kan gå slik vi gjør. Vi vet at å holde kroppen i balanse krever oppmerksomhetsressurser og at disse ressursene må fordeles over flere oppgaver. Videre viser vi at tilstrekkelig økte krav til oppmerksomhet under gange kan utfordre balansen, og at å utfordre balansen er en av forutsetningene for å forbedre den. Litteraturen vi henviser til foreslår at å utfordre balansen fører til økt aktiveringsgrad i muskulatur som følge av ko-kontraksjoner.

Vi vet nå hvilken rolle leggmuskulaturen spiller i gange, og hvilke muskler som er mulig å teste med overflateelektroder. Vi har presentert EMG som et verktøy for å måle aktiveringsgraden av muskulatur ved å registrere og summere antallet aksjonspotensialer for en bestemt tidsperiode. I kapitlet om VR greier vi ut om de forskjellige typene teknologi denne betegnelsen innebærer, og går nærmere inn på HMD teknologien vi har benyttet oss av i dette prosjektet. Denne informasjonen gir oss grunnlaget for å stille forskningsspørsmålet som utgjør vår problemstilling. Vi bruker et PICO-skjema for å konkretisere problemstillingen (Jamtvedt, 2015, s.40).

Tabell 1. PICO-skjema.

P	I	C	O
Friske individer mellom 19 og 40 år.	Utførelse av tilleggsoppgaver under tredemøllegange i VR	Gange på tredemølle + Gange på tredemølle i VR	Aktiveringsgrad av m.tibialis anterior og m.gastrocnemius medialis

*«Endres aktiveringsgraden av m.gastrocnemius medialis og m.tibialis anterior ved utførelse av tilleggsoppgaver under tredemøllegange i et virtuelt miljø?»»*

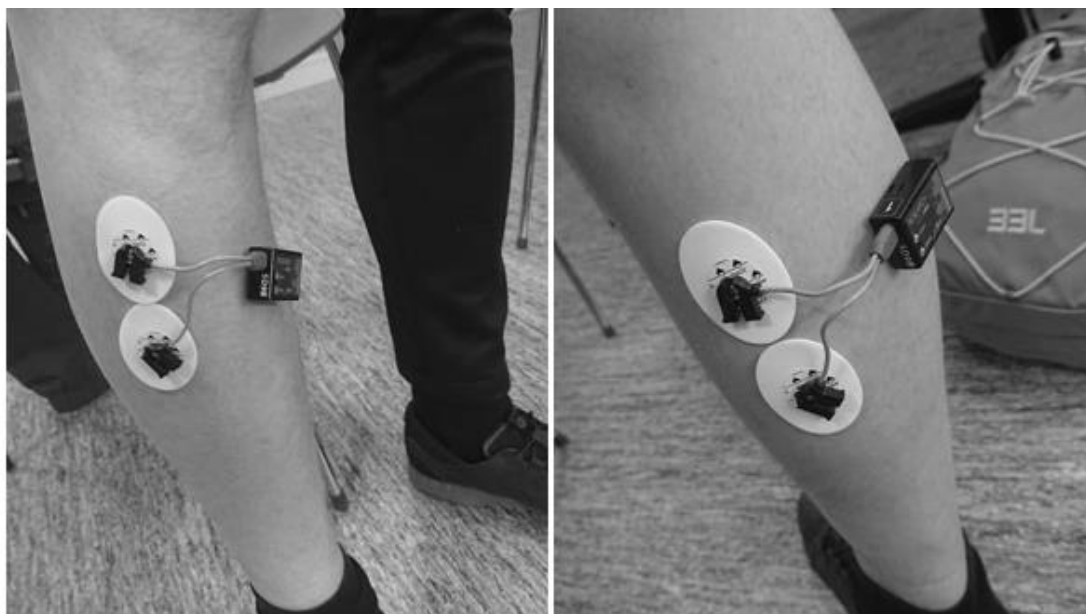
## 3.0 Metode

### 3.1 Studiedesign og deltakere

Forsøket ble gjennomført som en tverrsnittstudie, forsøkspersonene ble kun testet ved en anledning i forskjellige oppgaver. Populasjonen var friske voksne individer mellom 19 og 40 år (tabell 2) og rekrutteringen foregikk gjennom sosiale media. En av kriteriene for deltagelse var at forsøksperson hadde god forståelse for skriftlig norsk og engelsk. Ingen av deltakerne kunne ha en skade, sykdom eller bruker medisiner som påvirket gangfunksjonen eller balansen. Deltakere gav skriftlig samtykke for deltagelse. Deltakerne i prosjektet ble anonymisert og kun filmet fra livet og ned. Prosjektet ble godkjent for gjennomføring av REK (regional etisk komité) vest [2018/1786].

### 3.2 Prosedyre

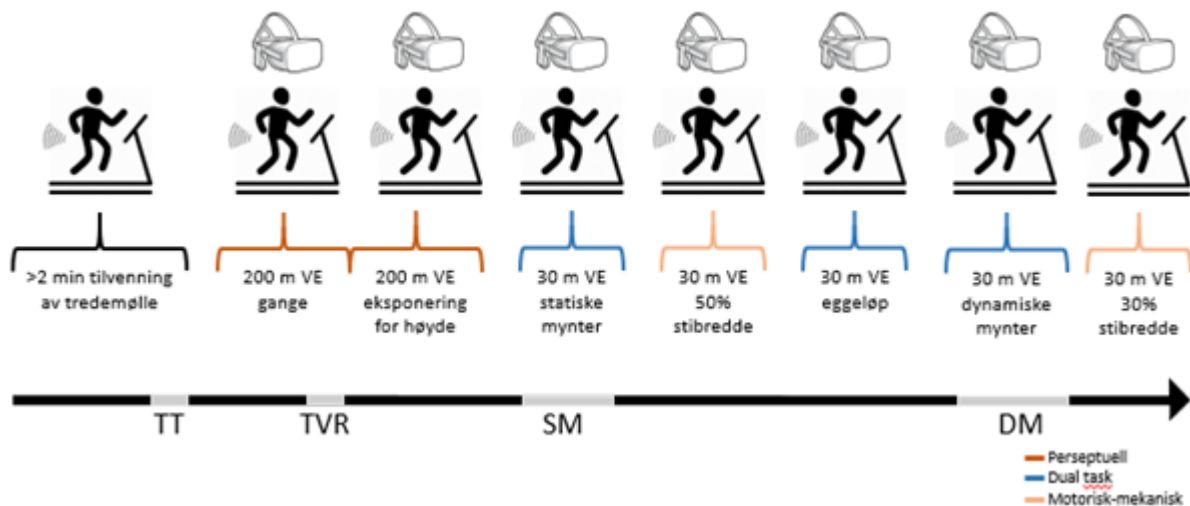
Testingen foregikk på Rehabiliteringslaboratoriet ved HVL Bergen. Muskelaktivering i legg ble registrert ved hjelp av elektroder festet på huden (figur 3).



Figur 3. Elektroder festet på legg. Bildene ble tatt i etterkant av prosjektet, for å illustrere metoden. Hårveksten er ikke fjernet.

Farten på tredemøllen ble justert etter forsøkspersonenes preferanser. Tredemøllen begynte på 1.2 m/s og deltakerne kunne regulere farten opp og ned med et intervall på 0.1 m/s til de følte at farten representerte et rolig, foretrukket gangtempo. Dette tempoet vedvarte gjennom hele testen.

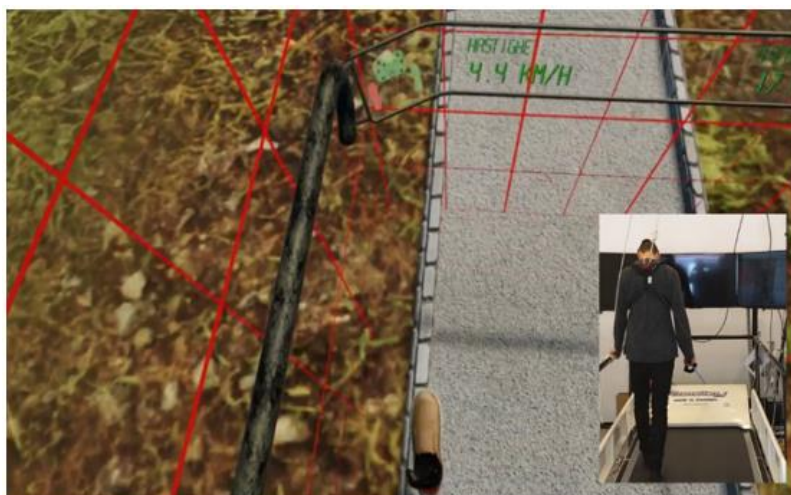
Etter foretrukket gangtempo var funnet skulle deltakerne vendes til gange på tredemølle. Denne perioden var satt til >2 minutter etter anbefalinger for tredemølletilvenning (Aaslund et al, 2011). Etter tilvenningsfasen ble møllen stoppet og deltakeren introdusert til VR brillene. Introduksjonen ble utført på samme måte for alle deltakerne, med instruksjon i bruk av VR brillene og håndkontroll. Deretter fulgte en tilvenningsfase hvor deltakerne skulle gå 200 m i det virtuelle miljøet. Deltakerne ble så testet i forskjellige oppgaver av ulik karakter. (Figur 4). Deltakeren ble introdusert til, og instruert i oppgaven 10 m før den begynte. Alle deltakere skulle holde kontrollere i høyre hånd. I løpet av hele testen ble det gjort elektromyografisk opptak av 11 forskjellige perioder. Opptaket varte imellom 15-25 sekunder avhengig av gangtempo.



Figur 4. Grafisk oversikt over hele testforløpet. De periodene vi har brukt for å belyse vår problemstilling er representert med grå farge på tidslinjen. Modifisert etter Bård Bogen

### 3.3 Utstyr

Muskelaktivering under gange ble målt med EMG måleutstyr produsert av Noraxon U.S.A Inc. Det består av elektroder som festes på huden, en sender og en mottaker av signalene, samt et prosesseringsverktøy i form av dataprogrammet Noraxon Myomuscle. Tredemøllen som ble brukt i forsøket er av typen Rodby RL25, 2014 (Rodby, Sverige). Deltakerne ble også sikret mot fall, i form av en sikkerhetssele. VR utstyret som ble brukt var HMD HTC Vive (HTC Corporation, USA). Tredemøllen var utstyrt med et rekkverk, og rekkverket var også animert og synlig i det virtuelle miljøet. Om deltakerne kom for nært kanten av tredemøllen, enten frem eller bak, ble dette indikert av et animert gitter, som illustrert i figur 5. Huden ble klargjort for festing av elektroder ved hjelp av barberhøvel for hårfjerning og sprit for rensing av hud. Elastisk tape ble brukt for å forhindre at elektrodene skulle falle av.



Figur 5. Bildet av tredemøllen med rekkverk og det samme rekkverket animert i VE.

### 3.31 Praktisk bruk av elektroder for EMG

For at ledningsevnen mellom muskel og elektrode skal bli best mulig må området hvor elektrodene skal festes klargjøres. Dette gjøres ved å fjerne eventuell hårvekst som kan hindre elektrodene i å få stabil kontakt med huden, samt vaske huden med alkohol for å fjerne fett og urenheter. Slik får man festet elektrodene skikkelig og sikret god ledningsevne til huden (Konrad, 2005, s.15). For at ikke elektrodene skal løsne og eventuelt falle av under testing, må de festes på en måte som svarer til aktiviteten som skal utføres. Skal man kun teste statiske kontraksjoner i muskelen, er det ikke like sannsynlig at elektroden løsner som hos en testperson som skal løpe eller hoppe. Elektroder, kabler og signalforsterkeren kan festes ekstra godt med tape eller strømpes for å hindre at de løsner (Konrad, 2005, s.19)

Som tidligere nevnt er det avgjørende at elektrodene plasseres best mulig for å sikre mest nøyaktig avlesninger av den muskelen man ønsker å undersøke. Elektrodens poler skal festes i muskelens lengderetning for å fange opp signalene som reiser gjennom muskelfibrene. Elektrodene skal festes på den delen av muskelen tillater best mulig signal fra muskel til elektrode. Dette er hvor muskelbuken kommer tydeligst frem og elektrodene kommer nærmest mulig muskelfibrene (Konrad, 2005, s.18-20). Når man fester elektrodene bør man benytte seg av produsentens anbefalinger til festing og plassering. Man kan ved hjelp av palpasjon og målebånd kan man finne frem til de anbefalte festepunktene og feste elektrodene så symmetrisk som mulig på hver side av kroppen, og likest mulig fra person til person. Slik blir metoden mest mulig reproducerbar.

### 3.4 Analyse

I vårt prosjekt har vi valgt å fokusere på resultater av de fire deltestene som er mest relevant for å belyse vår problemstilling, se figur 4. Det første vi ønsker å sammenligne er tilvendt gange på tredemølle (TT) med tilvendt gange på tredemølle i VR (TVR), som vist på figur 6. Forskjellen i aktiveringsgrad mellom disse deltestene er med på å skape et inntrykk av hvor mye det virtuelle miljøet påvirker aktiveringsgraden i seg selv.





Figur 6. Gange på tredemølle i VR.

«Dual tasks» vi har valgt å undersøke er av motorisk karakter (Figur 7). Den første oppgaven som vi har valgt å kalle statiske mynter (SM) går ut på å plukke virtuelle mynter med håndkontrolleren mens man går i den virtuelle virkeligheten. Myntene står statisk i ro på ett sted til forsøksdeltakeren har gått bort til mynten og plukket den. Den andre oppgaven har veldig like forutsetninger, men her beveger myntene seg raskt frem og tilbake. Denne oppgaven har vi valgt å kalle dynamiske mynter (DM). Vi har valgt å sammenligne disse dual task oppgavene mot gange på tredemølle i VR. Grunnen til dette er vår interesse i å registrere eventuelle endringer i aktiveringsgrad oppgavene skaper i forhold til gange i samme miljø som oppgavene utføres i.

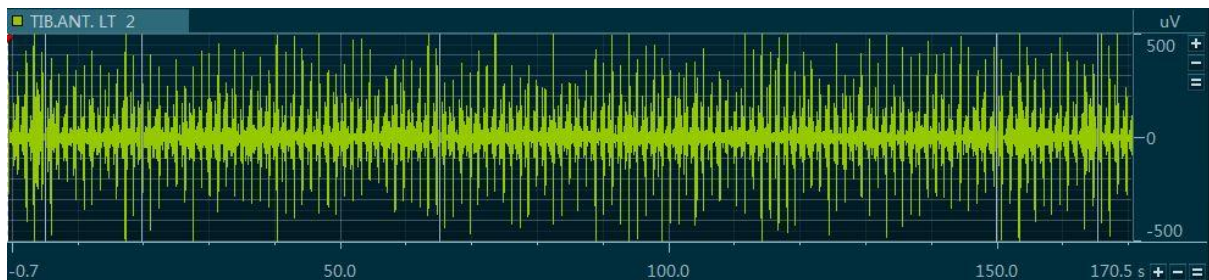


Figur 7. Plukking av mynter under tredemøllegange i VR.

Da vi ikke har forventninger om å finne asymmetri i muskelaktivering i dette utvalget, har vi bestemt oss for å slå sammen gjennomsnittsverdien fra venstre og høyre side for hver muskel. På denne måten får vi en gjennomsnittsverdi for m.gastrocnemius medialis og en for m.tibialis anterior for hver testfase som vi skal bruke videre i den statistiske analysen.

### 3.5 Analyse av EMG-data

Vi har brukt programmet Noraxon myomuscle for å behandle våre data. Det rå EMG signalet inneholder som sagt både positive og negative verdier. Muskelaktivitet måles som elektrisk spenning og enheten er derfor mikrovolt ( $\mu\text{V}$ ). Et eksempel på en slik kurve vises i figur 5.



Figur 8. Rå EMG-signal

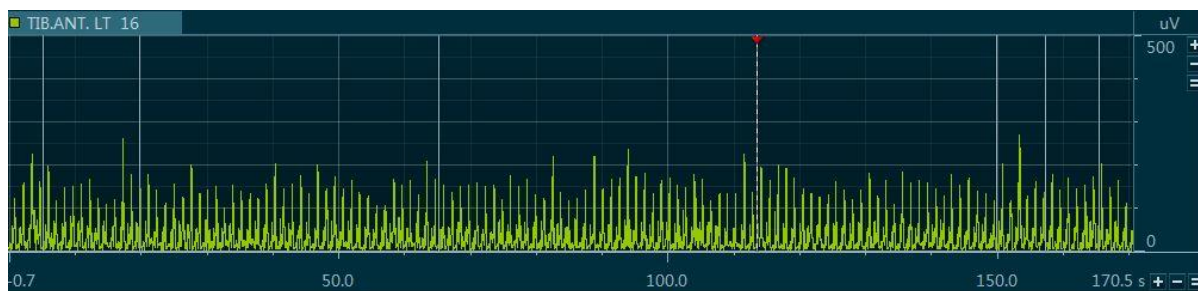
For å få kunne lese det vi ønsker ut av det rå EMG signalet, som i dette tilfellet er mengden/frekvensen aksjonspotensialer under kontraksjonen, må vi matematisk manipulere signalet. Denne prosessen kalles “rectification” eller “retting” og gjør alle signalene om til positive verdier. Eksempel i figur 6.



Figur 9. EMG-signal etter “rectification”

I tillegg kan EMG signalet også gattes ut i en prosess som heter «smoothing». Dette gjøres for å redusere det rå EMG signalets dynamiske og bratte kurver, og gi oss en kurve som er mer lineær (Neumann, 2010, s.66). Algoritmen vi har brukt for å gatte ut vår kurve heter RMS, eller «Root mean square», og benytter seg av gjennomsnittstyrken på signalene for å gatte ut kurven. Dette er den anbefalte algoritmen å bruke for «smoothing» for denne typen aktivitet, og den anbefalte tidsintervallet var 50ms. Da ser vi gjennomsnittsverdien av signalene for hver 50 millisekund (Konrad, 2005, s. 27). Eksempel på ferdig prosessert EMG

signal vises i figur 7.



Figur 10. EMG-signal etter fullført prosessering.

### 3.6 Statistisk analyse

Statistisk analyse av resultatene ble utført ved hjelp av Microsoft Office Excel 2016 (Microsoft Corporation). Vi så etter endringer i aktiveringsgrad, enten økning eller reduisering. Gjennomsnittlig muskelaktivering med standardavvik for hver muskel og hver deltest ble regnet ut. En parret, tosidig t-test ble utført for å finne frem signifikansen av endringene. P-verdi på  $<.05$  ble vurdert som statistisk signifikant (Polit, 2004, s.488).

## 4.0 Resultat

I denne delen kommer vi til å presentere resultatene av våre tester. Tabell 2 viser beskrivelse av utvalget. I tabell 3. kan man lese gjennomsnittlig aktiveringsgrad og standardavvik av hver testmuskel og for hver testperiode. I tabell 4. vises p-verdien av endringen i muskelaktivering mellom utvalgte tester.

Tabell 2.  
Populasjonsbeskrivelse

Variabler	
Antall, N	40
Kjønn (K/M)	31/9
Alder (år), Gjennomsnitt ( $\pm$ SD)	28.8 ( $\pm$ 4.5)
Høyde (cm), Gjennomsnitt ( $\pm$ SD)	171.6 ( $\pm$ 7.6)
Vekt (kg), Gjennomsnitt ( $\pm$ SD)	70.9 ( $\pm$ 13)

### 4.1 Tilvendt tredemøllegange uten og med VR

Når vi sammenligner gjennomsnittlig aktiveringsgrad av leggmuskulatur ved tilvendt tredemøllegange og tilvendt tredemøllegange i VR er det ingen signifikant forskjell ( $p>.05$ ) mellom resultatene (Tabell 3 og 4). Den gjennomsnittlige endringen mellom disse deltestene er på  $.03 \mu\text{V}$ .

## 4.2 Tilvendt tredemøllegange i VR mot statiske mynter

Sammenlignet med tilvendt tredemøllegange i VR, skjer det en statistisk signifikant endring ( $p < .001$ ) i aktiveringsgraden for både m.tibialis anterior og gastrocnemius medialis under eksponering for oppgaven med statiske mynter (Tabell 3 og 4). Gjennomsnittlig endring mellom disse deltestene ligger på  $3.4 \mu V$ .

## 4.3 Tilvendt tredemøllegange i VR mot dynamiske mynter

Sammenlignet med tilvendt tredemøllegange i VR, skjer det en statistisk signifikant endring ( $p < .001$ ) i aktiveringsgraden i alle muskler under eksponering for oppgaven med dynamiske mynter (Tabell 3 og 4). Gjennomsnittlig endring i muskelaktivering for disse deltestene er lik  $6.7 \mu V$ .

## 4.4 Gange under utførelse av tilleggsoppgaver

Når vi sammenligner muskelaktiveringsgraden under utførelse av tilleggsoppgaver mot hverandre, er det en statistisk signifikant forskjell ( $p < .001$ ) for alle testmuskler (Tabell 3 og 4). Mellom disse deltestene ser vi en gjennomsnittlig endring i muskelaktivering på  $3.4 \mu V$ .

Tabell 3. Gjennomsnittlig aktiveringsgrad målt i  $\mu V$  (standardavvik i parentes).

Muskel	TT	TVR	SM	DM
TIB.ANT	47.9 (19.4)	47.3 (17.5)	51.5 (18.2)	54.8 (20.2)
GASTRO.MED.	44.8 (15.3)	45.5 (14.9)	48.8 (19.2)	52.1 (19.2)

TT: Tilvendt gange på tredemølle; TVR: Tilvendt gange på tredemølle i VR; SM: Statiske mynter; DM: Dynamiske mynter

Tabell 4. P-verdier

Muskel	TT vs. TVR	TVR vs. SM	TVR vs. DM	SM vs. DM
TIB.ANT	.976	<.001	<.001	<.001
GASTRO.MED.	.226	<.001	<.001	<.001

## 5.0 Diskusjon

Hensikten med dette prosjektet var å undersøke om ulike tilleggsoppgaver utført under gange på tredemølle i VR fører til endring av muskelaktivering på for- og bakside legg. Totalt ble det samlet inn EMG data fra 11 ulike deltester, se figur 1. Som vi har beskrevet i metodekapittelet har vi valgt å fokusere på fire av de testperiodene som vi synes er mest relevante for å belyse problemstillingen vår, som lyder:

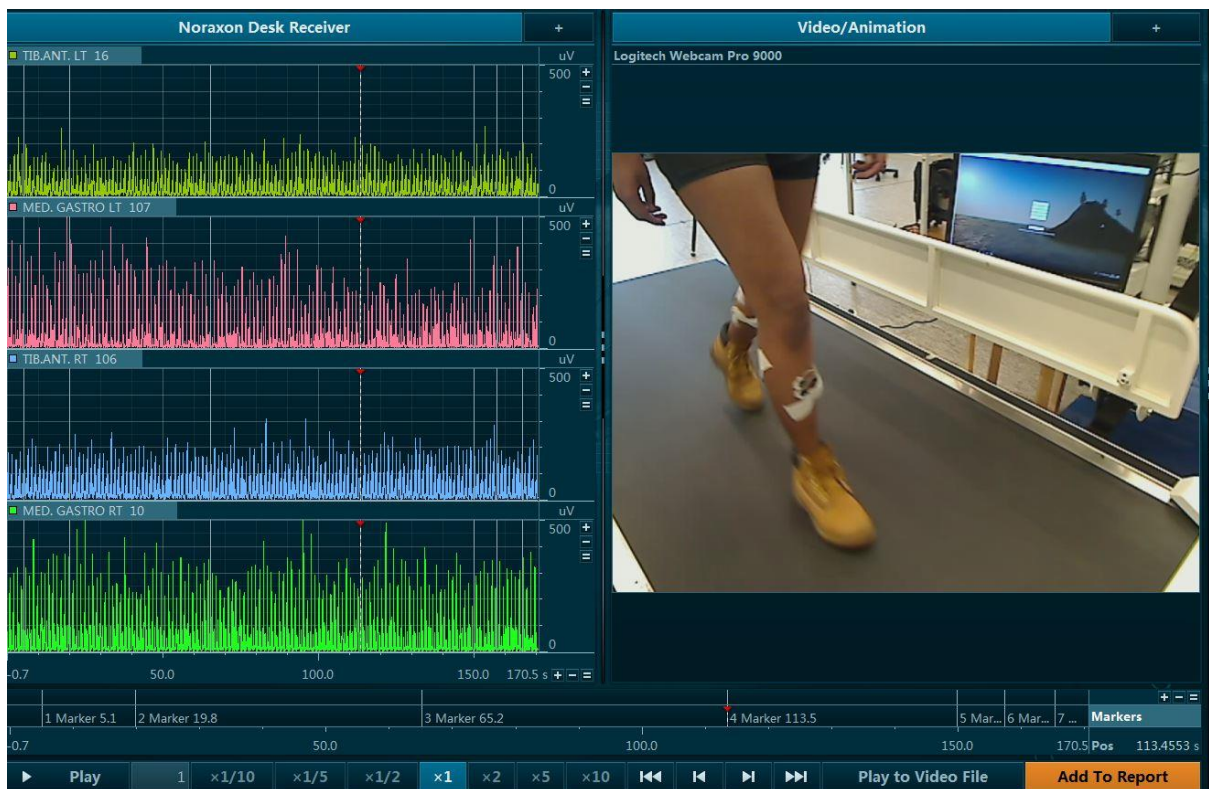
***“Endres aktiveringsgraden av m.gastrocnemius medialis og m.tibialis anterior ved utførelse av tilleggsoppgaver under tredemøllegange i et virtuelt miljø?”***

### 5.1 Begrensninger

I metoddelen av oppgaven greier vi ut om hvilket utstyr og hvilke metoder vi benyttet oss av for å samle inn og bearbeide data til dette prosjektet. I delkapittelet om begrensninger vil vi gi en bedre forståelse av hvilke forutsetninger som var med på å påvirke hvordan vi har utført analysene våre, og hvordan det igjen har påvirket hvordan vi presenterer resultatene.

I begynnelsen av prosjektet var vi ikke veldig godt kjent med utstyret og prosedyren, men etter hvert som vi repeterte testprosedyren noen ganger ble gjennomføringen bedre. Det er mulig at de første målingene ikke var like godt gjennomførte som de seinere målingene. For å forsikre oss om at vi har opptak av riktige perioder, har vi benyttet oss av muligheten til å se over og korrigere plasseringen av markører i dataprogrammet på eksisterende EMG-opptak, basert på filmopptakene. Vi ble nødt til å korrigere plasseringen av noen markører for enkelte tester pga. feil i eller manglende plassering. Disse endringene er notert og kan leses i vedlegg 1. Figuren nedenfor viser hvordan man kan plassere markøren på EMG signalet ved å studere filmopptaket som er synkronisert til EMG målingene.





Figur 11. Skjermbildet av Noraxon MyoMuscle, dataprogrammet som ble brukt til opptak av film og EMG-signaler i dette prosjektet.

En av mulige begrensningene i prosjektet var standardisering av tidspunkt for opptak og markørplasseringer. Dette ble gjort manuelt under testingen og kunne resultere i små forskjeller i varigheten og oppstartspunktet for EMG-opptak. Opptaksperioder er heller ikke standardisert i forhold til gangsyklus, eksempelvis, kan opptaket starte i midtstansfasen og ende ved fraspark. Ideelt sett kunne vi ha brukt hælensensorer som lager markører i dataprogrammet ved hælisset. Dette ble ikke gjort i dette forsøket, da vi ikke hadde utstyret tilgjengelig. I etterkant kan dette korrigeres manuelt i dataprogrammet ved å synkronisere markørene med hælisset for alle perioder og alle opptak. Vi har valgt å ikke gjøre det, da det viste seg å være svært tidkrevende.

Metoden vi har brukt i dette prosjektet tillater oss å sammenligne den totale gjennomsnittlige aktiveringen i en muskel fra periode til periode, men vi kan ikke kvantifisere hvor mye overlapp det er mellom de antagonistiske muskelgruppene. For å kvantifisere kontraksjoner under gange måtte vi ha tatt i bruk hæl-sensorer som forsøksdeltakerne skulle ha i skoene under testingen. Sensoren ville tillat oss å automatisk markere og definere hvor gangsyklusen startet og sluttet gjennom hele testforløpet. Dette ville gitt oss mulighet til å

benytte EMG prosesseringsprogrammet Noraxon Myomuscle til å kvantifisere graden av overlapp mellom de to musklene.

Gangparametre påvirkes av hastigheten personen går i (Neumann. 2010, s.630-631). I dette prosjektet valgte deltakerne sin egen hastighet, og ulikheter i gangparametrene kan dermed skyldes hvilken hastighet deltakerne valgte å gå med. Det hadde vært mulig å korrigere resultatene for muskelaktivering for valgt hastighet statistisk, men det ble ikke gjort i dette prosjektet. Siden deltakerne gikk på tredemølle hadde vi muligheten til å la alle deltakerne gå i samme hastighet, men siden det var uvisst hvordan deltakerne ville respondere på utfordringene i det virtuelle miljøet valgte vi å ha individuelt tilpasset hastighet, og også med lavere hastighet en vanlig foretrukket tempo, for å gi god margin. I videre studier vil det være viktig å ha med hastighet som en faktor ved analyse av gangvariable som muskelaktivering

Rekrutteringsprosessen kan ha vært med på å påvirke resultatene. Sosiale media ble brukt som rekrutteringsverktøy for dette prosjektet og de som fikk invitasjon til prosjektet var i stor grad mennesker med forbindelse til Høgskolen på Vestlandet. Blant deltakerne var det derfor mange studenter, noe som resulterte i en ganske homogen gruppe av friske unge mennesker. Derfor kan man spekulere i om dette utvalget av populasjonen er representativ for den generelle befolkningen.

## 5.2 Drøfting av resultatene

Først ønsket vi å sammenligne endring i aktiveringsgrad mellom TT og TVR. Forskjellen i gjennomsnittlig aktiveringsgrad mellom disse to periodene var ikke statistisk signifikant ( $p > .05$ ). Dette er et interessant funn som mulig antyder at gange på tredemølle i VR i seg selv er ikke utfordrende nok til å påvirke aktiveringsgraden i leggmusklene for utvalget i dette prosjektet.

Sammenligning av endring i aktiveringsgrad mellom TVR og SM viser derimot en statistisk signifikant forskjell ( $p < .001$ ) for alle testmuskler (Tabell 4). Gjennomsnittlig endring i aktiveringsgrad mellom TVR og SM for alle musklene er på  $+3.4\mu V$ . Denne tendensen til økning av muskelaktivering kan tyde på at SM oppgaven utfordrer balansen (Li et al, 2012) til forsøkspersonene.

Videre har vi sett på endringen i gjennomsnittlig aktivering mellom dual task oppgavene (SM vs DM). Resultatene viser en statistisk signifikant endring ( $p < .001$ ) i aktiveringsgrad mellom de deltestene (Tabell 4). Endringen av gjennomsnittlig aktiveringsgrad er på  $3.3\mu\text{V}$  mellom SM og DM, noe som gir oss total gjennomsnittlig endring på  $6.7\mu\text{V}$  mellom TVR og DM. Vi vurderer årsaken til denne endringen til å skyldes den økte vanskelighetsgraden mellom de to oppgavene. Under den første deltesten står myntene helt i ro og deltakerne kan løfte håndkontrolleren opp til mynten når de går forbi. Under den andre oppgaven beveger myntene seg raskt frem og tilbake, noe som krever at deltakerne ikke bare løfter håndkontrolleren opp til det stedet hvor mynten er, men også gjør raske korrigerende bevegelser av hånden for å rekke å plukke den med seg i forbifarten. Det kan tenkes at oppgaven med de dynamiske myntene krever mer av deltakerens oppmerksomhet og stiller større krav til koordinasjonen. Dette økte kravet viser seg som en økning i aktiveringsgrad mellom oppgavene, en økning som kan antyde større grad av kokontraksjoner i de antagonistiske muskelgruppene på frem og bakside legg (Læssøe, 2013, s.68-71)

Tidligere forskning, som vi har referert til under teoridelen av denne oppgaven, har benyttet seg av EMG teknologi og hæl-sensorer for å påvise økt grad av ko-kontraksjoner under gange med utførelse av tilleggsoppgaver for eldre mennesker. Ko-kontraksjoner blir her omtalt som en strategi for å øke stabilitet (Lo et al. 2017). Økt aktivering av antagonistiske muskelgrupper forekommer som en respons på at balansen blir utfordret (Læssøe, 2013, s.43). Denne bakgrunnen om ko-kontraksjoner sammen med en påvist endring i aktiveringsgrad av leggmuskulatur når balanse blir utfordret under gange på tredemølle (Li et al, 2012), kan tillate oss å spekulere i om de økningene vi har funnet i aktiveringsgrad under våre tilleggsoppgaver også kan skyldes ko-kontraksjoner.

### 5.3 Drøfting av VR

Resultatene av vårt prosjekt antyder at «dual task»-trening i VR kan utfordre balansen. I dette delkapittelet ønsker vi å diskutere eventuelle fordeler og begrensninger rundt denne teknologien teorien og erfaringen vår tillater oss å fundere over.

VR ser ut som et verktøy som gjennom «gamification» og oppslukende spillteknologi kan gjøre trening mer spennende. Teknologien oppnår dette gjennom å få oppgavene til å virke mindre som en jobb og mer som en lek eller et spill. Dette kan man muligens påvirke hvor



lengde og hvor ofte brukeren av utstyret ønsker å benytte seg av det. Varighet og frekvens er to av faktorene for de endringene i sentralnervesystemet som utgjør læring.

Vanskelighetsgraden av utfordringene som gis i VR kan enkelt justeres og tilpasses den enkelte brukers forutsetninger. Å trene med stor nok grad av utfordring eller høy nok intensitet er også en av forutsetningene for læring (Weis, Keshner & Levin, 2014, s.13). Det finnes mange måter å utfordre balansen tilstrekkelig gjennom tradisjonelle fysioterapimetoder, men som et verktøy å få pasienten til å oppfatte oppgaven som meningsfull, underholdende og givende har kanskje VR en rolle i rehabilitering.

Selv om VR teknologien har blitt mer tilgjengelig, billigere og mer praktisk de siste årene er det fremdeles usikkert om kostnaden for utstyr og opplæring i bruk av utstyr vil svare seg i forhold til resultatene man kan oppnå sammenlignet med tradisjonelle metoder. Som nevnt i teorikapittelet gir VR-teknologi muligheter som er mindre begrenset av den fysiske virkeligheten. Man kan skape miljøer akkurat slik man ønsker de å være (Weis, Keshner & Levin, 2014, s.13-14). I dag finnes det mange VR-spill som er tilgjengelig på markedet, men disse er ikke designet for bruk i rehabilitering. Hvis man bruker spillene får man mulig en treningseffekt med på kjøpet selv om man spiller for underholdningens skyld. Hvis det skulle bli aktuelt å bruke slike spill i rehabilitering måtte effekten av spillene kartlegges på forhånd. På den andre siden kan spill og programmer designes spesifikt for trening og rehabilitering, som tar hensyn til trenings- og læringsprinsipper. Å skape virtuelle miljøer med akkurat de forutsetningene man ønsker krever teknisk kompetanse og ressurser. Dette kan være en mulig barriere for videre utvikling av VR som rehabiliteringsvektøy.

En mulig innvending mot bruk av VR er at det skaper en «teknologisk barriere» mellom terapeut og bruker, hvor brukerens oppmerksomhet rettes mot grensesnittet i spillet og ikke mot terapeuten. Særlig gjelder dette VR med bruk av briller, hvor terapeuten ikke lenger er til stede i brukerens synsfelt. Vi har ikke funnet litteratur hvor dette problematiseres i noen særlig grad, og i forskningslitteraturen er det kostnader, sikkerhet og fysioterapeuters manglende teknologiske kompetanse som fremheves (Burdea, 2003; Threapleton, Drummond & Standen, 2016). Det ser derfor ut til å være et behov for forskning som belyser disse aspektene. I en kronikk i Fysioterapeuten (Sigersteth et al, 2018) understrekes det også at VR neppe har størst verdi som eneste treningsform, men at VR kan være et nyttig supplement

## 6.0 Konklusjon

I prosjektet vårt har vi ønsket å besvare følgende spørsmålet:

***“Endres aktiveringsgraden av m.gastrocnemius medialis og m.tibialis anterior ved utførelse av tilleggsoppgaver under tredemøllegange i et virtuelt miljø?”***

Per dags dato har vi ikke funnet forskningsartikler som ser på aktiveringsgrad i leggmuskulatur under gange på tredemølle i VR. Tidligere studier har vist at det forekommer en økt aktiveringsgrad i leggmuskulaturen når man utfordrer balansen under konvensjonell gange på tredemølle (Li et al, 2012). Det finnes også relativ ny oppsummert forskning som ser på effektiviteten av VR-trening for balanse og gange, som viser lovende resultater (Porras et al, 2018; Casuso-Holgado et al, 2018). Resultatene fra vår studie er i tråd med disse funnene, da vi ser at muskelaktiveringen øker under utførelse av ekstraoppgaver, som antyder at oppgavene var balansekrevede selv for friske unge mennesker. Videre forskning bør rette seg mot å prøve ut treningen på kliniske grupper med gange- og balanseproblemer. Langtidsendringer i gangfunksjon bør også undersøkes.

## 7.0 Litteraturliste:

Aaslund MK, Helbostad JL, Moe-Nilssen R. *Familiarisation to body weight supported treadmill training for patients post-stroke*. *Gait Posture*. 2011;34(4):467-72.

Anderton, B. H. (2002). *Ageing of the brain*. *Mechanisms of ageing and development*, 123(7), 811-817.

Beyer, N., Lund, H., & Klinge, K. (2012). *Trøning i forebyggelse, behandling og rehabilitering* (2.utg.) Munksgaard. Danmark.

Bonnefoy-Mazure, A., & Armand, S. (2015). Normal gait. *Orthopedic management of children with cerebral palsy*. hentet 17.04.2019 fra url;  
[https://www.researchgate.net/publication/297048967\\_Normal\\_gait](https://www.researchgate.net/publication/297048967_Normal_gait)

Brodal, P. (2013). *Sentralnervesystemet*. (5.utg.) Universitetsforlaget.

Bulbulian, R., & Hargan, M. L. (2000). *The effect of activity history and current activity on static and dynamic postural balance in older adults*. *Physiology & behavior*, 70(3-4), 319-325.

Burdea, G. C. (2003). *Virtual rehabilitation—benefits and challenges*. *Methods of information in medicine*, 42(05), 519-523.

Carr, J., Shepherd, R. (2010). *Neurological Rehabilitation: Optimizing Motor Performance* (2.utg.). Churchill Livingstone.

Casuso-Holgado, M. J., Martín-Valero, R., Carazo, A. F., Medrano-Sánchez, E. M., Cortés-Vega, M. D., & Montero-Bancalero, F. J. (2018). *Effectiveness of virtual reality training for balance and gait rehabilitation in people with multiple sclerosis: a systematic review and meta-analysis*. *Clinical rehabilitation*, 32(9), 1220-1234.

Cho, K. H., Lee, K. J., & Song, C. H. (2012). *Virtual-reality balance training with a video-game system improves dynamic balance in chronic stroke patients*. *The Tohoku journal of experimental medicine*, 228(1), 69-74.

Donald A. Neumann (år), *Kinesiology of the musculoskeletal system; Foundations of the rehabilitation* (2.utg.). Milwaukee, Wisconsin: Mosby Elsevier

Dorfman M, Herman T, Brozgol M, Shema S, Weiss A, Hausdorff JM, et al. *Dual-Task Training on a Treadmill to Improve Gait and Cognitive Function in Elderly Idiopathic Fallers*. *Journal of Neurologic Physical Therapy*. 2014;38(4):246-53. Hentet 11.04.2019 fra: [https://journals.lww.com/jnpt/fulltext/2014/10000/Dual\\_Task\\_Training\\_on\\_a\\_Treadmill\\_to\\_Improve\\_Gait.7.aspx](https://journals.lww.com/jnpt/fulltext/2014/10000/Dual_Task_Training_on_a_Treadmill_to_Improve_Gait.7.aspx)

HTC cooperation U.S.A, hentet fra url; <https://www.htc.com/us/> 14.05.2019

Jamtvedt, G., Hagen, K. B., & Bjørndal, A. (2015). *Kunnskapsbasert fysioterapi: metoder og arbeidsmåter* (utg. 2.). Gyldendal akademisk forlag. Oslo

Kim, H., Choi, W., Lee, K., & Song, C. (2015). *Virtual dual-task treadmill training using video recording for gait of chronic stroke survivors: a randomized controlled trial*. *Journal of physical therapy science*, 27(12), 3693-3697. Hentet 27.11.2018 fra: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC4713773/>

Kisner C, Colby LA(2007) *Therapeutic exercises*.(5 utg.), Jaypee Brothers, Medical Publishers 66-68.

Kleim J, Jones TA. (2008). *Principles of experience-dependent neural plasticity: Implications for rehabilitation after brain damage*. Hentet fra: <https://scinapse.io/papers/1964143171>

Konrad, P. (2005). *The ABC of EMG*. A practical introduction to kinesiological electromyography, 1 (2005)

Lo, J., Lo, O. Y., Olson, E. A., Habtemariam, D., Iloputaife, I., Gagnon, M. M., ... & Lipsitz, L. A. (2017). *Functional implications of muscle co-contraction during gait in advanced age*. *Gait & posture*, 53, 110-114.

Li, K. Z., Abbud, G. A., Fraser, S. A., & DeMont, R. G. (2012). *Successful adaptation of gait in healthy older adults during dual-task treadmill walking*. *Aging, Neuropsychology, and Cognition*, 19(1-2), 150-167. Hentet 26.03.2019 fra:

[https://www.tandfonline.com/doi/full/10.1080/13825585.2011.628375?casa\\_token=8ityR1N5VbIAAAAAA:Gx9toWN0gHTIfBk13RsiS1e--KPOWdLpoFzTRXzwV388JLWfQzFw1-w2j2NopTo2fGiGO-IGcoE](https://www.tandfonline.com/doi/full/10.1080/13825585.2011.628375?casa_token=8ityR1N5VbIAAAAAA:Gx9toWN0gHTIfBk13RsiS1e--KPOWdLpoFzTRXzwV388JLWfQzFw1-w2j2NopTo2fGiGO-IGcoE)

Madehkhaksar, F., & Egges, A. (2016). *Effect of dual task type on gait and dynamic stability during stair negotiation at different inclinations*. *Gait & posture*, 43, 114-119.

Microsoft corporation U.S.A hentet fra url: <https://www.microsoft.com> 14.05.2019

Mirelman, A., Maidan, I., Herman, T., Deutsch, J. E., Giladi, N., & Hausdorff, J. M. (2011). *Virtual reality for gait training: can it induce motor learning to enhance complex walking and reduce fall risk in patients with Parkinson's disease?*. *The Journals of Gerontology: Series A*, 66(2), 234-240.

Narici, M. V., Maffulli, N., & Maganaris, C. N. (2008). *Ageing of human muscles and tendons*. *Disability and rehabilitation*, 30(20-22), 1548-1554.

Noraxon,U.S.A inc. Hentet fra url; <https://www.noraxon.com/> 14.05.2019

Nordin, E., Moe-Nilssen, R., Ramnemark, A., & Lundin-Olsson, L. (2010). *Changes in step-width during dual-task walking predicts falls*. *Gait & posture*, 32, 92-97.

Ogawa, E. F., You, T., & Leveille, S. G. (2016). *Potential benefits of exergaming for cognition and dual-task function in older adults: a systematic review*. *Journal of aging and physical activity*, 24(2), 332-336.

Polit, D. F., & Beck, C. T. (2004). *Nursing research: Principles and methods*. Lippincott Williams & Wilkins.

Porras, D. C., Siemonsma, P., Inzelberg, R., Zeilig, G., & Plotnik, M. (2018). *Advantages of virtual reality in the rehabilitation of balance and gait: systematic review*. *Neurology*, 90(22), 1017-1025.

Prince, J. D. (2013). *Gamification*. *Journal of Electronic Resources in Medical Libraries*, 10(3), 162-169. hentet 25.04.2019 :  
<https://www.tandfonline.com/doi/pdf/10.1080/15424065.2013.820539?needAccess=true&>

REK. Regional etisk komiteè. (27.6.2017 ). Tittel. Hentet fra URL:  
[https://helseforskning.etikkom.no/komiteerogmoter/vest/medlemmer?p\\_dim=34986&region=10796](https://helseforskning.etikkom.no/komiteerogmoter/vest/medlemmer?p_dim=34986&region=10796) Hentet 13.05.2019.

Rodby,Sverige. hentet fra url <https://www.rodby.com/en/home/> 14.05.2019

Sherrington, C et al. (2017). *Exercise to prevent falls in older adults: an updated systematic review and meta-analysis*. *Br J Sports Med*, 51(24), 1750-1758.

Sigerseth, M., Bovim, L.P., Bogen, B., Larsen, T., Soleim, H., Geitung, A., Monsen, R.A., Skouen, J.S., Indredavik, G., Wilhelmsen, K., Magnussen, L.H., Aaslund, M.K., Flesland, M., Andersen, H., Fersum, K. (2018). *Bruk av virtuelle miljø i fysioterapi praksis?* *Fysioterapeuten*, 85, s. 22-25.

Steinicke, F., Visell, Y., Campos, J. Lecuyer, A., (2013), *Human walking in virtual environments: Perception, Technology, and Applications*. New York: Springer

Taubert, M., Draganski, B., Anwander, A., Müller, K., Horstmann, A., Villringer, A., & Ragert, P. (2010). *Dynamic properties of human brain structure: learning-related changes in cortical areas and associated fiber connections*. *Journal of Neuroscience*, 30(35), 11670-11677.

Threapleton, K., Drummond, A., & Standen, P. (2016). *Virtual rehabilitation: What are the practical barriers for home-based research?*. *Digital health*, 2, 2055207616641302.

Wang, Q., Zhu, J., Huang, Y., Yuan, K., & Wang, L. (2012). *Segmented foot with compliant actuators and its applications to lower-limb prostheses and exoskeletons*. In Smart actuation and sensing systems-Recent advances and future challenges. IntechOpen.

Weiss, P. L., Keshner, E. A., & Levin, M. F. (2014). *Virtual reality for physical and motor rehabilitation*. Springer.

Winter, D. A. (1995). *Human balance and posture control during standing and walking*. *Gait & posture*, 3(4), 193-214.

Woollacott, M., & Shumway-Cook, A. (2002). *Attention and the control of posture and gait: a review of an emerging area of research*. *Gait & posture*, 16(1), 1-14.

Zhou, J., & Salvendy, G. (2017). *Human Aspects of IT for the Aged Population. Applications, Services and Contexts: Third International Conference, ITAP 2017, Held as Part of HCI International 2017, Vancouver, BC, Canada, July 9-14, 2017, Proceedings (Vol. 10298)*. Springer.

**Vedlegg 1. Endringslogg:**

- Test 1. Flyttet / slettet feilplasserte markører
- Test 2. Flyttet / slettet feilplasserte markører - mangler siste deltest
- Test 6. Flyttet / slettet feilplasserte markører
- Test 16. Flyttet / slettet feilplasserte markører
- Test 30. Flyttet / slettet feilplasserte markører