



Det helsevitenskapelige fakultet

Hvilken sammenheng er det mellom parametre for standfase og fraspark opp mot gangdistanse hos personer med MS?

Hvordan kan bruken av kroppsbårne sensorer bidra i en fysioterapeuts hverdag?

Thomas Dahl Klyve

Masteroppgave i nevrologisk fysioterapi, HEL-3966, mai 2022

Innholdsfortegnelse

1	Innledning og bakgrunn	1
1.1	Multippel sklerose	1
1.2	Måling av gangdistanse	4
1.3	Kroppsbårne sensorer	5
1.4	Bakgrunn for valg av tema og klinisk relevans	6
1.5	Hensikten med studiet	6
1.6	Problemstilling.....	7
2	Teori	8
2.1	Internasjonal klassifikasjon av funksjon, funksjonshemming og helse (ICF).....	8
2.2	Gangfunksjon.....	9
2.2.1	Gangsyklus	9
2.2.2	Biomekaniske forutsetninger for gangfunksjon	10
2.2.3	Kinematiske beskrivelser av normal gange.....	11
2.2.4	Muskulære aktiveringsmønstre i normal gangfunksjon	12
2.2.5	Påvirket gangfunksjon.....	15
2.3	MS og gangfunksjon.....	16
2.4	EDSS score	17
2.5	Gangtester – 6 Minute Walking Test (6MWT)	18
2.6	Måling av spatiotemporale variabler	19
2.7	Oppsummering av teorien	21
3	Metode.....	22
3.1	Redegjørelse for metode – vitenskapsteoretisk grunnlag	22
3.2	Design.....	23
3.2.1	AutoActive	23
3.3	Testprosedyre.....	24
3.4	Datainnsamling og måleverktøy	25

3.4.1	6 minutt gangtest.....	25
3.4.2	Spatiotemporale variabler.....	25
3.4.3	Utstyr.....	27
3.4.4	Kovariater.....	27
3.5	Lagring og overføring av data	27
3.6	Analyse og statistikk.....	28
3.6.1	Univariate beskrivelser.....	28
3.6.2	Bivariate analyser - Korrelasjonsanalysen	28
3.6.3	Multivariate analyser - Regresjonsanalyse.....	29
3.7	Personvern og etikk	31
4	Resultater.....	32
4.1	Studiepopulasjonen.....	32
4.2	Bivariate analyser – korrelasjon	33
4.2.1	Sammenhengen mellom spatiotemporale variabler og gangdistanse med utgangspunkt i hele utvalget.....	33
4.2.2	Sammenhengen mellom spatiotemporale variabler og gangdistanse stratifisert på EDSS grupper.....	36
4.2.3	Sammenhengen mellom spatiotemporale variabler og gangdistanse stratifisert på kjønn.....	38
4.3	Multivariate analyser – multiple regresjonsanalyse	40
4.3.1	Multipel regresjonsanalyse med alle spatiotemporale variablene.....	40
5	Diskusjon.....	41
5.1	Oppsummering av funnene.....	41
5.2	Sammenheng mellom fraspark og gangfunksjon	41
5.3	Sammenheng mellom initial kontakt med underlaget og gangfunksjon	46
5.4	Studiepopulasjonen.....	48
5.5	Svakheter og styrker ved studien.....	48
5.5.1	Design og analysediskusjon	49

5.5.2	Forskerrollen	51
5.5.3	Gangtesten og utstyret	51
5.6	Relevans for fysioterapi og kliniske implikasjoner	52
6	Konklusjon	55
7	Referanseliste	56
	Vedlegg 1 – Samtykkeskjema AutoActive	64
	Vedlegg 2 – GaitUp variabler	67
	Vedlegg 3 – Plassering av fotsensor	68

Forord

3 år har gått, men reisen har føltes mye raskere enn forventet. Det er veldig mange personer som fortjener en stor takk for at jeg faktisk kan levere en masteroppgave. Først en stor takk til ledelsen ved MS-Senteret ved daværende daglig leder John Kenneth Nyhus og øvrig ledergruppe. Deres satsing og entusiasme for å drive forskning har vært helt essensielt for at denne utdanning lot seg gjennomføre. Dette hadde ikke vært mulig uten denne forankringen i ledelsen for å drive utvikling på feltet i kombinasjon med daglig drift. En stor takk til nåværende ledelse ved MS-Senteret som har videreført det arbeidet og spesielt ved avdelingsleder Adnan-Heric Mansrud som hele tiden har lagt til rette for meg ved behov. Jeg vil også takke hele AutoActive konsortiet som har vært viktig i arbeidet og inkludert meg på en så god måte i prosjektet. Videre vil jeg rette en takk til Alf og Synnøve Hørlands legat for støtte. Jeg vil også takke Fysiofondet - Fond for etter- og videreutdanning av fysioterapeuter for økonomisk støtte.

Jeg vil gjerne takke hovedveileder Gyrd Thrane for viktige innspill og gode veiledninger i starten, underveis og på slutten av skriveperioden. Det har vært svært betryggende å ha deg som veileder i hele denne prosessen. Jeg vil også rette en enorm takk til Stine Marit Moen som har uvurderlig i hele prosessen fra inkludering i forskningsprosjektet, som biveileder på denne oppgaven og som hele tiden har vært en støttespiller i veiledning på det skriftlige arbeidet.

Til slutt vil jeg takke min lille familie med min kone Maria og sønn Markus, som har gjort det mulig i det hele tatt for meg å gjennomføre dette her. Uten tilrettelegging og støtte fra dere ville ikke dette gått.

Thomas Dahl Klyve, Oslo, mai 2022

Sammendrag

Bakgrunn: Gangutfordringer rapporteres hos opp mot 85 % av personer med multipel sklerose (MS). Forbedret gangfunksjon er et ofte frekventert behandlingsmål i rehabilitering. Inadekvat fraspark pekes på et som et viktig fokusområde som påvirker gangfunksjon, men i hvilken grad er ikke undersøkt. I rehabiliteringssammenheng er gangfunksjon og -distanse kartlagt med gangtester og ganganalyse utført av fysioterapeuten. Det er krevende for terapeuten å vurdere gangfunksjon objektivt med det blotte øyet. Kroppsbårne sensorer tilbyr ytterligere informasjon om ulike detaljer ved teknisk utførelse av gange, som kan være et nyttig verktøy til bruk i klinisk sammenheng. Denne studien tar sikte på å undersøke sammenhengen mellom spatiotemporale variabler for standfasen i gange og tilbakelagt gangdistanse.

Metode: Denne masteroppgaven baserer seg på data fra AutoActive og er designet som en tverrsnittstudie. Det ble inkludert 41 personer med MS, hvor deltagerne har gjennomført en seks minutters gangtest med bruk av kroppsbårne sensorer festet på skoene. Her registreres ankelfleksjonsvinkler ved hælsett og fraspark samt prosentvis andel av steget fordelt på de ulike fasene i standfasen av gangsyklusen. Deltagerne ble testet ved innkomst av sitt rehabiliteringsopphold i perioden 2020-2021. Det har blitt gjennomført en korrelasjons- og regresjonsanalyse med de inkluderte variablene og gangdistanse for å belyse sammenhengen.

Resultat: Det var signifikante korrelasjoner mellom variabler for både hælsett og fraspark og gangdistanse. Denne sammenhengen var sterk for variabler relatert til frasparksfasen og moderat for variabler relatert til hælsett. Den multivariate analysen med alle variablene inkludert viste en justert forklart varians på 59,7 %. Dette var ubetydelig større enn bivariat analyse med variabelen prosentvis andel tilbragt i siste del av standfasen, som viste høyest grad av sammenheng med justert forklart varians på 57,3%.

Konklusjon: Uttrykket for fraspark fremstår som svært relevant for evnen til å gå langt målt med en gangtest. Bruken av kroppsbårne sensorer tilbyr klinikerne et verktøy for å kartlegge og evaluere endringer relatert til gangfunksjon. Dette kan i stor grad benyttes i klinisk praksis uten negative innvirkninger på allerede etablerte rutiner.

Nøkkelord: Multipel sklerose, gangfunksjon, kroppsbårne sensorer, testing, fraspark, hælsett, korrelasjon, fysioterapi

Abstract

Background: Gait disorders is reported up to 85 % of people with multiple sclerosis (MS). Improved gait is commonly a highly frequent goal in rehabilitation. Insufficient ankle push-off is highlighted as one important focus area which affects gait, but in which degree is yet to be studied. Clinical assessment of gait in rehabilitation is primarily based on total meter walked on gait tests and it is difficult for the therapist to objectively assess the gait with the naked eye. The use of body worn sensors provides further information regarding details in technical execution of gait. Which can be a useful tool to use in clinical practice. This study aims to investigate the relationship between spatiotemporal variables for the stance phase in gait and total meter walked on a gait test.

Method: This study is based on data from AutoActive and designed as a cross-sectional study. It was included 41 persons with MS, where the participants have completed a six-minute walking test with body worn sensors attached to each shoe. The sensors capture information regarding heel strike and push-off as well as the percentage distribution of the distinct phases in the stance phase of gait. The participants were tested at the arrival of their rehabilitation stay during the period of 2020-2021. A correlation and regression analysis with the included variables was conducted to assess this relationship.

Results: There were significantly correlations for variables regarding both heel strike and push-off. This association was strong for variables related to push-off and moderate for variables related to heel strike. The multivariate analysis with all the variables shows that up to 59,7% of the results on the gait test can be explained with all the variables included. Of the included variables the time spent in the final part of stance phase shows the greatest amount of association which explains alone 57,3% of the results.

Conclusion: Push-off appears highly relevant for the ability to walk long distances on a gait test. The use of body worn sensors offers the clinician a tool to assess and evaluate changes related to gait. This can be used in clinical practice without any negative impacts on established routines.

Key words: Multiple sclerosis, gait, body worn sensors, inertial measurement units, wearable technology, testing, push-off, heel strike, correlation, physiotherapy

Liste over forkortelser

6MWT:	6 Minute Walking Test
CI:	Konfidensintervall
EDSS:	Expanded Disability Status Scale
FPM:	Forward Propulsion Module
GCM:	Ground Clearance Module
ICF:	Internasjonale klassifikasjonssystem av funksjon, funksjonshemming og helse
MS:	Multipel sklerose
PPMS/SPMS:	Primær/sekundær Progressiv MS
R ² :	Determinasjonskoeffisient
RRMS:	Relapsing Remitting MS
SD:	Standardavvik
SPSS:	IBM SPSS Statistics for Windows, version 28 (IBM Corp, Armonk, N.Y., USA)

Liste over vedlegg

Vedlegg 1: Samtykkeskjema AutoActive

Vedlegg 2: GaitUps oversikt på inkluderte variabler i denne studien

Vedlegg 3: Plassering av fotsensor

Liste over bilder, tabeller og figurer

Bilde 1: Gangsyklus av høyre ben.....	10
Tabell 1: Deskriptiv informasjon om deltagerne.....	32
Figur 1: Punktdiagram av sammenhengen mellom ankelfleksjonsvinkel ved hælissettet og gangdistansen på 6MWT.....	33
Figur 2: Punktdiagram av sammenhengen mellom ankelfleksjonsvinkel ved fraspark og gangdistansen på 6MWT.....	34
Figur 3: Punktdiagram av sammenhengen mellom tilbragt tid i initial del av standfasen målt i prosent og gangdistansen på 6MWT.....	35
Figur 4: Punktdiagram av sammenhengen mellom tilbragt tid i siste del av standfasen målt i prosent og gangdistansen på 6MWT.....	35
Tabell 2: Korrelasjonsanalyse mellom spatiotemporale variabler og gangdistanse for hele utvalget	36
Tabell 3: Korrelasjonsanalyse mellom spatiotemporale variabler og gangdistanse stratifisert på EDSS grupper.....	38
Tabell 4: Korrelasjonsanalyse mellom spatiotemporale variabler og gangdistanse stratifisert på kjønn	39
Tabell 5: Multiplert lineær regresjonsmodell for: Lift Off Angle, Strike Angle, Loading Phase og Pushing Phase mot gangdistanse på 6MWT	40

Begrepsavklaringer

IMU: Står for «Inertial Measurement Units» og omfatter alle elektroniske, tekniske apparater som måler kroppslige bevegelser med akselerasjon, orientering, vinkler og andre gravitasjonelle krefter (Storm et al., 2020). Blir omtalt med det norske begrepet «kroppsbårne sensorer».

Heel off: Posisjonen på foten i standfasen av gange der hælen løfter seg fra underlaget (Shumway-Cook & Woollacott, 2017).

Toe off: Posisjonen på foten i siste del av standfasen i gange der tærne løfter seg fra underlaget (Shumway-Cook & Woollacott, 2017).

Push off: Fasen som inkluderer både «heel off» og «toe off» (Shumway-Cook & Woollacott, 2017). Blir omtalt med det norske begrepet «fraspark» i teksten.

Spatial parameter: Omfatter variabler som måles i distanse eller grader, for eksempel steglengde og stegbredde (cm), ankelfleksjonsvinkel (grader) og lignende (GaitUp, 2019, s. 13-14).

Temporal parameter: Omfatter variabler som måles med tid eller prosent, for eksempel frekvens på steg (antall steg/min), fordeling av sving og standfase (%) og lignende (GaitUp, 2019, s. 13-14).

Spatiotemporal: Samlebetegnelse for både spatiale og temporale parametre.

1 Innledning og bakgrunn

I hele min yrkesaktive karriere som fysioterapeut har jeg jobbet med rehabilitering av personer med multippel sklerose (MS). Med observasjonspraksis på MS-Senteret Hakadal i 2. semester på fysioterapiutdanning, til i dag hvor jeg arbeider på samme sted i fast stilling. I min hverdag som fysioterapeut har jeg møtt mange personer med MS som opplever mobilitet- og gangutfordringer som følge av sykdommen. Alt ifra subjektive og ikke-observerbare forskjeller til store funksjonsrettede utfordringer hvor det å ta noen få skritt er krevende. I løpet av årene som har gått har jeg fått kjennskap til en forskningsverden som tar sikte på å kombinere fokuset på rehabilitering innenfor gangfunksjon, teknologi og måleverktøy. Denne oppgaven tar for seg tematikken rundt gangfunksjon, spesifikke gangtekniske parametre og målemetoder.

1.1 Multippel sklerose

Multippel sklerose (MS) er en kronisk, demyeliniserende nevrologisk sykdom som bryter ned myelinet rundt nervecellene i ulike deler av hele sentralnervesystemet (Brodal, 2013). Sykdommen har et livslangt forløp og symptomene vil variere i stor grad fra individ til individ. Den rammer i hovedsak unge voksne mellom 20 og 40 år, men det er ikke uvanlig at eldre personer får diagnosen i senere tid (Helseth et al., 2019). Symptomene på sykdommen er avhengig av lokalisasjon på lesjonen i sentralnervesystemet. De sentrale kjennetegnene omfatter blant annet; motoriske og sensoriske utfall, gang- og balanseutfordringer, tonusforandringer, synsforstyrrelser, fatigue, kognitiv påvirket funksjon, smerteproblematikk, påvirket mage/tarm og blærefunksjon og seksualitet (Simonsen, 2022). Det er viktig å fremheve at sykdommen har stor variasjon på kliniske manifestasjoner og mulige symptomer (Helseth et al., 2019; Simonsen, 2022). Behandling av sykdommen består i hovedsak av et individuelt tilpasset behandlingsopplegg, ofte bestående av et medikamentelt og symptomatisk behandlingsfokus. Rehabilitering anses som svært sentralt i behandling og oppfølging av personer med MS (Simonsen, 2022). Fysisk aktivitet og trening er pekt på som et svært viktig fokusområde som anses å ha en preventiv, symptomlindrende og med sykdomsmodulerende effekt på sykdomsutvikling- og mestring (Dalgas et al., 2019).

MS rammer omtrent 500 til 550 mennesker årlig i Norge og det anslås at det totalt er rundt 12 000 mennesker i Norge som lever med diagnosen. Norge er også et av de landene med høyest forekomst av MS i verden justert for folketall (Berg-Hansen et al., 2014). Årsaken er foreløpig en medisinsk gåte, men man antar at det er en kombinasjon av genetisk sårbarhet, miljø- og livsstilsfaktorer som spiller inn (Helseth et al., 2019; Simonsen, 2022). Det finnes ulike forløpsformer med episodiske forløp, omtalt som relapsing remitting MS (RRMS). Denne sykdomsvarianten karakteriseres med svingende forløp og kliniske manifestasjoner med angrep eller skub. Den andre sykdomsvarianten karakteriseres med et mer gradvis progredierende forløp som omtales som primær progressiv MS (PPMS) eller sekundær progressiv MS (SPMS) (Filippi et al., 2018). Som et klassifiseringssystem av sykdomsnedsettelse er Expanded Disability Status Scale (EDSS) en mye benyttet nevrologisk MS-score i klinisk sammenheng. Det er en sammensatt grov score som gjøres i forbindelse med en nevrologisk undersøkelse utført av nevrolog. Det er en skala som går fra 0 til 10 der 0 utgjør ingen tegn eller symptomer og 10 angir død av MS (Kurtzke, 2015). Denne scoren er i stor grad flytende og det foreligger variasjoner fra dag til dag og mellom ulike undersøkere.

Opp mot 85 % av personer med MS opplever mobilitetsutfordringer i en eller annen grad i løpet av livet (Comber et al., 2016; Shumway-Cook & Woollacott, 2017). Påvirket gangfunksjon kan også innvirke på evnen til selvstendig deltagelse i samfunnet (Soler et al., 2020). Internasjonale klassifikasjonssystem av funksjon, funksjonshemming og helse (ICF) er utviklet av Verdens helseorganisasjon (WHO) og har et overordnet mål om å opprette et enhetlig idégrunnlag og språk for å beskrive helse og helserelaterte forhold (World Health Organization et al., 2001/2006). ICF kan brukes til å klassifisere mobilitetsutfordringer og være med på å kategorisere ulike delelementer av gangfunksjon (Soler et al., 2020). Gangfunksjon kategoriseres inn under aktivitet og deltagelse, og beskrives i ICF som det å «bevege seg på et underlag til fots, skritt for skritt, slik at en fot alltid er i kontakt med underlaget, som ved å spasere, rusle, og gå forover, bakover eller sidelengs» (World Health Organization et al., 2001/2006, s. 125). Sett i et ICF-perspektiv er gangfunksjon en av de mest fremtredende og viktigste aktivitetene for personer med MS, og er et ofte frekventert behandlingsmål i rehabilitering (Baert et al., 2014; Comber et al., 2016). Evnen til å kunne være i bevegelse vil være svært relevant for mestring av sykdom, som det å utøve fysisk

aktivitet og trening. Med bakgrunn i de potensielle effektene av fysisk aktivitet og trening har på sykdommen (Dalgas et al., 2019), vil evnen og muligheten til å kunne opprettholde gangfunksjon være stor.

I et liv hvor aktivitet i hverdagen er svært vesentlig, vil evnen til mobilitet være sentralt for muligheten til selvstendig deltagelse i samfunnet. Det er blant annet studert sammenhengen mellom tilbakelagt gangdistanse og redusert evne til aktivitet, hvorpå denne sammenhengen kan ha betydning for evnen til å delta i samfunnsrelaterte aktiviteter (Cederberg et al., 2019). Gangdistansen kan kategoriseres inn under aktivitet sett i ICF-perspektiv. Relatert til MS så anbefales det at ICF-perspektivet integreres i ganganalysen ved å ta i bruk validerte kliniske tester som også omfatter spatiotemporale parametre (Soler et al., 2020). Begrepet spatiale variabler omfatter blant annet variabler som kan måles med distanse eller grader, som for eksempel ankelfleksjonsvinkel ved fraspark og hælsett. Temporale variabler omfatter blant annet variabler som måles i tid eller prosent, som for eksempel prosentvis andelen stand -og svingfase (Lizrova Preiningerova et al., 2015). Samlet utgjør dette begrepet spatiotemporale variabler. Innenfor ICF-perspektivet vil spatiotemporale variabler kunne plasseres under både kroppsfunksjon og -struktur. Fra dette perspektivet vil det være sentralt å undersøke nærmere sammenhengen mellom tilbakelagt gangdistanse og spatiotemporale parametre for gangfunksjon hos personer med MS.

De sentrale gangkarakteristikkene hos personer med MS omfatter blant annet: Redusert steglengde, redusert stegfrekvens, økt stegbredde, redusert fart, redusert prosentvis tid tilbragt i svingfase og økt tid tilbragt i standfase (Coca-Tapia et al., 2021, s. 1). Det poengteres at selv personer med MS med lav grad av sykdomsnedsettelse har signifikante forskjeller fra friske kontrollpersoner (Benedetti et al., 1999). De kinematiske affeksjonene fremheves med redusert hofteekstensjon i standfase, redusert maksimum knefleksjon i svingfase, redusert ankel dorsalfleksjon ved hele standfasen og redusert plantarfleksjon ved siste del av standfasen. Det fremheves at kraften i ankel plantarfleksjon er positiv korrelert med både steglengde og fart (Coca-Tapia et al., 2021; Comber et al., 2016). Forfattergruppen fra Spania, Coca-Tapia et al. (2021) gjør en særdeles viktig fremheving med:

The gait pattern in people with MS depends on the location of the injuries and the degree of damage. For these reasons, it is difficult to homogenize the gait abnormalities and establish a standardized atypical pattern. All the studies included in this review have reported involvement of the spatiotemporal parameters of the gait. (s. 7)

MS-populasjonen er en heterogen gruppe, men innenfor de spatiotemporale parameterne er det fremhevet redusert maksimal ankelfleksjonsvinkel ved plantarfleksjon, redusert maksimal hoft og kneekstensjon, og redusert evne til å skape fremdrift sammenlignet med friske kontrollpersoner (Kelleher et al., 2009). Den affiserte plantarfleksjonen som skapes distalt medfører trolig et kompensatorisk mønster med økt hoftefleksjon for at benet skal gå klar av underlaget i svingfasen. Som et resultat kan dette medføre en redusert ganghastighet (Kelleher et al., 2009). Siden MS er en kompleks sykdom med tidvis flere nedsettelse, er viktigheten av spesifikk og målrettet behandling en essensiell forutsetning for optimal rehabilitering og funksjonsforbedring. Dette krever en skreddersydd og individualisert tilnærming med langvarig oppfølging (Amatya et al., 2019; Cameron & Wagner, 2011). Personer med MS har i mange tilfeller utfordringer med å opprettholde en funksjonell gangdistanse og -fart. Det finnes flere ulike måleinstrumenter som brukes til å måle funksjonell gangdistanse.

1.2 Måling av gangdistanse

I dag er vanlig praksis i rehabiliteringssøyemed en kartlegging av gangdistanse gjennomført ved bruk av ulike kvantitative tester. De baserer seg i stor grad på tilbakelagt gangdistanse på en gitt tid som 2 eller 6 minutter gangtest (2/6MWT), total tid brukt på en fastsatt distanse som Timed Up and Go (TUG) og 25 fot gangtest (25FTWT) eller dynamiske varianter som inneholder ulike oppgaver som Dynamic Gait Index (DGI). Alle disse testene viser sterke psykometriske egenskaper, og er validert og reliabilitetstestet opp mot MS til bruk i klinisk praksis (Bennett et al., 2017). Det man ikke nødvendigvis får med slike tester er det kvalitative aspektet ved gangfunksjon; hvordan møter personen med MS underlaget, hvordan er stabiliseringen på foten, hvordan er dynamikken i standfasen mellom landing og fraspark? I klinisk hverdag er testing en del av grunnlaget for å vurdere effekt av en behandling relatert til gangfunksjon, og dette er i stor grad vurdert med en endring i antall meter tilbakelagt på en

gangtest. Med bakgrunn i svært fluktuerende dagsform vil muligens testene i seg selv ikke være gode nok til å fange opp en endring, da testresultatet i hovedsak er et stillbilde av funksjon og kan være påvirket av mange faktorer. I kliniske settinger ønsker man så pålitelige og målbare måleverktøy for å kartlegge og eventuelt fange opp endringer etter en gitt periode med behandling. Den fysioterapeutiske undersøkelsen består ofte av en ganganalyse og foreløpig er ikke bruken av teknologiske hjelpemidler svært utbredt i den vanlige hverdagen til en fysioterapeut. Bruken av Inertial Measurement Units (IMU), heretter omtalt som kroppsbårne sensorer, tilbyr klinikerer et verktøy for å kartlegge og evaluere endringer i funksjon hos den som benytter seg av slike sensorer (Storm et al., 2020).

1.3 Kroppsbårne sensorer

Kroppsbårne sensorer omfatter alle typer sensorer som er festet til kroppen ved for eksempel bruk av et bånd eller en strikk. Akselerometer, gyroskop og magnetometer er de vanligste formene for kroppsbårne sensorer som er brukt til analyse av menneskelig aktivitet og monitorering (Storm et al., 2020). En utfordring i klinikken er at effektmåling av behandling varierer fra økt gangdistanse til andre aspekter som omfatter kvalitet, stabilitet, trygghet til egen kropp og mestring. Det å utforske andre tilnærminger til å kartlegge og evaluere tiltak er noe som har vekket en fasinasjon hos meg. I dagens praksis blir gangtester og klinisk evaluering av gangfunksjon ofte gjort kun ved bruk av standardiserte tester og ved subjektiv vurdering ut ifra terapeutens ståsted. I slike tilfeller kan bruk av teknologiske hjelpemidler som kroppsbårne sensorer komme til nytte. Frechette et al. (2019) diskuterer i sin artikkel potensialet til kroppsbårne sensorer og konkluderer med at det har evnen til å gi en objektiv, spesifikk og sensitiv måling av gangfunksjon for personer med MS. De fremhever særlig evnen til å fange opp kvaliteten på gangfunksjon som for eksempel fart, rytmen, variabiliteten, asymmetri og kompleksitet. Storm et al. (2020) har sett nærmere på bruken av kroppsbårne sensorer i 6MWT for flere nevrologiske lidelser, hvor MS utgjør den største andelen av de inkluderte deltagere. Forfattergruppen er tydelige på at bruken av kroppsbårne sensorer i kombinasjon med 6MWT ikke er en ytterligere byrde for pasienten, og at det gir terapeuten spesifikk informasjon om ulike gangparametre på selv få gangsykluser. Sensitiviteten til kroppsbårne sensorer er stor ved at de fanger opp selv små endringer som kan være vanskelig for klinikerer å spotte med det blotte øyet (Storm et al., 2020).

1.4 Bakgrunn for valg av tema og klinisk relevans

Små endringer i funksjon er utfordrende å måle med standardiserte tester og terapeutens subjektive blikk. Det er primært kun markante endringer som fanges opp (Vienne-Jumeau et al., 2019). Kroppsbårne sensorer er enkle å bruke i klinisk praksis til å kvantifisere gange hos personer med MS, men om disse parameterne er klinisk relevante er usikkert, da det mangler studier i ulike settinger og relatert til sykdomsgrad. På bakgrunn av en systematisk gjennomgang og metaanalyse konkluderte samme forskningsgruppe at kroppsbårne sensorer er egnet til å avdekke endringer i gange hos personer med MS, særlig innenfor en mild til moderat grad av sykdomsnedsettelse (Vienne-Jumeau et al., 2020). Kempen et al. (2016) ønsket å identifisere gangmønstre hos personer med MS og avgjøre den kliniske relevansen av disse mønstrene. De peker spesielt på inadekvat fraspark som et fokusområde som påvirker funksjonsnivået til personer med MS, og som er av stor betydning for selvstendig gangfunksjon (Kempen et al., 2016).

1.5 Hensikten med studiet

Min studie tar sikte på å øke kunnskapen om objektiv og kvantifiserbar måling på parametre for standfasen og fraspark da dette i litteraturen og klinisk praksis er fremhevet som relevant med tanke på behandling, kartlegging og evaluering av gangfunksjon. Videre vil studien kunne være et ledd i videre forskning for dypere forståelse av spesifikke parametre som kan være sentralt for selvstendig gangfunksjon hos personer med MS. I min studie ønsker jeg å undersøke sammenhengen mellom utvalgte parametre for standfasen og fraspark, målt med kroppsbårne sensorer og tilbakelagt gangdistanse målt med en 6 minutter gangtest (6MWT). Som en avgrensning vil jeg kun inkludere parametre som er sentrale for standfasen av gange.

1.6 Problemstilling

Med bakgrunn i ovenfornevnt innledning og bakgrunn har jeg kommet frem til følgende problemstilling:

«Hvilken sammenheng er det mellom parametre for standfase og fraspark opp mot gangdistanse hos personer med MS?»

Som et underforsknings spørsmål ønsker jeg å undersøke hvordan bruken av kroppsborne sensorer kan bidra i en fysioterapeuts hverdag.

2 Teori

I dette kapitlet vil jeg først introdusere teoretiske aspekter vedrørende ICF. Videre vil det bli presentert og redegjort for karakteristiske trekk ved normal gangfunksjon, gangfunksjon som er påvirket av MS-sykdommen og relevante underkapitler om EDSS, gangtester og kroppsbårne sensorer.

2.1 Internasjonal klassifikasjon av funksjon, funksjonshemming og helse (ICF)

ICF omfatter flere deler av helsebegrepet som blir kategorisert i ulike domener. Disse domene beskrives ut ifra et idegrunnlag fra ulike ståsted; kroppens, individets og samfunnets perspektiv. Det deles i hovedsak inn i to aspekter; 1. Kroppsfunksjon og -struktur, og 2. Aktivitet og deltagelse. Som en paraplybetegnelse er begge disse områdene underlagt betegnelsen funksjon. Kroppsfunksjon og -struktur omfatter blant annet fysiologiske funksjoner og anatomiske deler av kroppen. Aktivitet omhandler menneskets utførelse av oppgaver og handlinger. Deltagelse omhandler det å engasjere seg i en livssituasjon. Sammen utgjør aktivitet og deltagelse alle sider av menneskelig utfoldelse, både som individ og i forhold til medmennesker (World Health Organization et al., 2001/2006, s. 3). Ved skader eller begrensninger som påvirker funksjon, brukes paraplybetegnelsen funksjonshemming. I tillegg klassifiserer ICF miljøfaktorer som kan påvirke ulike aspekter av både funksjon og funksjonshemming. Hensikten med ICF er å klassifisere menneskets helse i form av funksjon og funksjonshemming i forhold til kroppsfunksjon og -struktur på den ene siden, og til hverdagens aktiviteter og deltagelse i samfunnet på den andre siden. Bruksområdene som er relevante for denne oppgaven er at ICF brukes som et forskningsverktøy, for å gi «grunnlag for vitenskapelige undersøkelser av helse og helserelaterte tilstander, resultater og årsaksfaktorer» (World Health Organization et al., 2001/2006, s. 5). Et vesentlig poeng i denne oppgaven er betydningen av de spatiotemporale variablene på kroppsstrukturnivå i relasjon til evnen å utøve aktiviteten gangfunksjon. Dette kan være relevant for selvstendig deltagelse i samfunnet. For å kunne utøve gangfunksjon vil de spatiotemporale variablene på kroppsstruktur være interessant å studere nærmere for å vurdere sammenhengen med

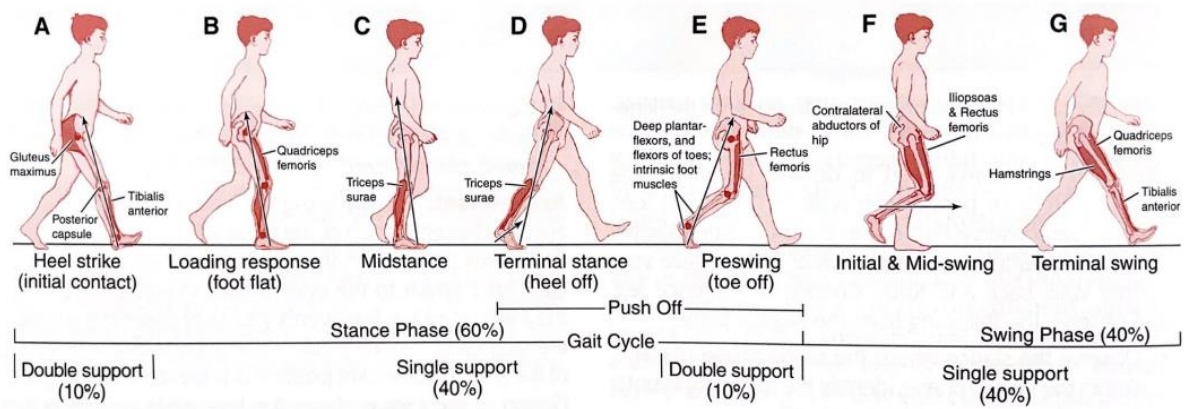
tilbakelagt gangdistanse. Dette er i henhold til Soler et al. (2020) som foreslår en integrering av ICF i den kliniske kartleggingen av gangfunksjon for personer med MS.

2.2 Gangfunksjon

2.2.1 Gangsyklus

En gangsyklus består i hovedsak av to faser; en stand- og svingfase. En gangsyklus blir karakterisert med rundt 60 % av syklusen i standfasen og 40 % i svingfasen (Shumway-Cook & Woollacott, 2017). Innenfor en gangsyklus er omtrent 10 % i starten og slutten av en gangsyklus såkalt «dobbelstandfase», som innebærer at begge ben er i kontakt med underlaget. Som avklaring blir det videre i oppgaven benyttet de engelske begrepene på beskrivelser av de ulike fasene i gangsyklusen, der det ikke er noe etablert norsk begrep.

Innenfor standfasen finner vi fem underkomponenter: «Heel strike» (Bilde 1A), som omfatter den initiale kontakten med underlaget, ofte omtalt på norsk som hælissetet. «Loading response» (Bilde 1B), som omfatter fasen fra hælissetet og videre vektbæring på fot. «Midstance» (Bilde 1C), som omfatter den midtre delen av standfasen hvor vektbæring og tyngdelinjen trekkes loddrett gjennom kroppen. «Terminal stance» (Bilde 1D), som omfatter siste del av vektbæringen og starten på frasparket. Til slutt «Preswing» (Bilde 1E), som omfatter siste del på frasparket før foten skyves fra underlaget. Innenfor svingfasen finner vi to/tre underkomponenter; «Initial swing» (Bilde 1F), som omfatter svingfasen rett i etterkant av frasparket. «Mid-swing» (Bilde 1F), som omfatter benets bevegelse videre frem. Til slutt «Terminal swing» (Bilde 1G), som omfatter siste delen av benets bevegelse før hælissetet og ny gangsyklus starter (Shumway-Cook & Woollacott, 2017, s. 315-316).



Bilde 1: Gangsyklus av høyre ben, Shumway-Cook & Woollacott, *Motor control: translating research into clinical practice* (s. 316), 2017, Wolters Kluwer, Copyright 2017 ved Wolters Kluwer. Gjengitt med tillatelse.

Det som kjennetegner normal gangfunksjon er den elegante koordinasjonen av bevegelse i alle ledd, som sikrer sekvensiell rekruttering av ulike muskelgrupper (Shumway-Cook & Woollacott, 2017). Gange blir dermed energieffektivt ved at flere kroppslige systemer spiller hverandre gode for å skape fremdrift. En gangsyklus er svært kompleks og avhengig av en selektiv kontroll som styres automatisk fremfor å være kognitivt styrt (Shumway-Cook & Woollacott, 2017). For personer med MS kan flere av elementene i gangsyklusen være affisert. Dette vil igjen kunne påvirke ulike delelementer av gangsyklusen og medføre ulike strategier for å kunne bevege seg selvstendig. En forutsetning for selvstendig aktivitet og deltagelse i samfunnet vil være optimal fungering av de ulike kroppsfunksjoner og -strukturene sett i ICF sammenheng.

2.2.2 Biomekaniske forutsetninger for gangfunksjon

Innenfor gangfunksjon er det visse forutsetninger for effektiv gangfunksjon uavhengig av skade i sentralnervesystemet eller ikke. I standfasen hvor kroppsmassen skal over standbeinet har underekstremitetene en viktig rolle innenfor følgende områder, som fremheves i Carr og Shepherd (2010, s. 96):

- **Stabilitet:** Overkroppen er posisjonert over ett eller to ben i hovedsak av ekstensormuskulatur i underekstremitetene og som en mekanisk effekt unngår man kollaps av beina.

- **Balanse:** Opprettholdelse av en oppreist kroppspositur til tross for en endret understøttelsesflate via posturale justeringer i underekstremitetene og en segmental forbindelse mellom ekstremiteter og trunkus.
- **Fremdrift:** For å skape en akselerasjon av kroppen i rommet. Det å generere energi for å drive kroppen i ønsket lengderetning.
- **Absorpsjon:** Energien utnyttes på en effektiv måte for å absorbere energien som skapes for å bremse kroppens fremoverrettede moment.

Innenfor svingfasen skal føttene bevege seg sømløst i en bane fra foten letter fra underlaget til hælkontakt i neste fase. Innenfor svingfasen er underekstremitetene involvert i:

- **Tåklaring:** Foten og tærne må gå klar fra underlaget for å unngå et fall.
- **Fotens bane i luften:** For å forberede foten til en trygg landing på underlaget.

2.2.3 Kinematiske beskrivelser av normal gange

Den elegante koordineringen av alle kroppens ledd sikrer en viktig forutsetning for gangfunksjon, som er smidig fremdrift av kroppens massesentrum (COM). Dette omfatter et punkt på kroppen relatert til ytre kraftpåvirkninger, som er med på å endre hvor på kroppen dette punktet befinner seg (Shumway-Cook & Woollacott, 2017). Til tross for at bevegelsen av hvert enkelt ledd er stor, er resultatet av denne elegante koordineringen en smidig fremdrift av kroppen i den retningen man beveger seg. I utgangspunktet er gange en energieffektiv aktivitet som skapes av flere faktorer. Shumway-Cook og Woollacott (2017) fremhever blant annet at en smidig mekanisk overføring av kinetiske og de gravitasjonelle kreftene reduserer det metabolske stresset gange utgjør. Kroppen balanseres dermed over et relativt stivt stabiliserende standben og COM oppnår sitt høyeste gravitasjonelle punkt på kroppen i midten av standfasen. Selv om det gravitasjonelle COM er på sitt høyeste i midtre delen av standfasen er den kinetiske energien av COM på sin laveste ved samme punkt i gangsyklusen. Den horisontale motkraften fra underlaget, omtalt som «ground reaction force» (GRF) bremser kroppen i den første halvdel av standfasen, for så å være med på å skape en akselerasjon i den andre halvdel. Dermed skapes en energieffektiv utnyttelse av krefter som gir fremdrift. Oppsummert fremhever forfatterne Shumway-Cook og Woollacott (2017)

kompleksiteten av hver gangsyklus. Gangfunksjon består av en rekke serier med leddrotasjoner som på sin måte koordineres i en helhet, for å legge forholdene til rette for en smidig fremdrift og redusere det metabolske stresset av gangfunksjon.

2.2.4 Muskulære aktiveringsmønstre i normal gangfunksjon

Muskulatur som er aktiv i standfase har som hovedoppgave å stabilisere og skape fremdrift. Muskulatur i svingfasen har sine hovedoppgaver i starten og slutten av svingfasen da benets bevegelse i stor grad er kontrollert av tyngdekraften. I standfasen er hovedoppgaven initialt å sikre postural stabilitet ved å motvirke kraften som oppstår ved en landing av forfot mot underlaget og gravitasjonskraften. Neste ledd i standfasen omhandler det å skape kraft som virker i lengderetning for å skape fremdrift av kroppen. For å sikre postural stabilitet ved hælissetet i den initiale kontakten med underlaget i landingsfasen, er det krav til eksentrisk aktivitet i forside legg ved særlig m. tibialis anterior. Videre spiller m. gluteus maximus en viktig rolle i hofteekstensjon med å skape fremdrift og motvirke de fremoverrettede bevegelsene av hodet, armene og trunkus, som ville forekommet dersom hofteekstensjonen ikke hadde vært med å kontrollere bevegelsen (Bilde 1A). I neste del av standfasen initieres en eksentrisk aktivering av m. quadriceps, som har til hensikt å kontrollere knefleksjonen for å absorbere kreftene som inntreffer etter hælissetet i landingen. Videre er det en aktivering av hofteekstensorer, hofteabdukerer og ankelstabilisering for å holde kroppen stabil og unngå en kollaps mot underlaget (Bilde 1B). Den eksentriske aktiveringen av m. quadriceps går over til en konsentrisk aktivering som leder over i neste delfase av standfasen (Bilde 1C). Her er det i hovedsak muskelaktivitet i mm. triceps surae (Shumway-Cook & Woollacott, 2017).

Neste mål med standfasen er å sikre fremdrift. Ifølge Shumway-Cook og Woollacott (2017) er det en debatt i fagmiljø om hvilke strategier som skaper fremdrift. På den ene siden diskuteres en «aktiv push-off»-teori, som omfatter funksjonen til konsentrisk muskelaktivitet av mm. triceps surae i plantarfleksjon under nest siste del av standfasen (Bilde 1D). Denne aktiveringen er assistert av blant annet hoftefleksorer og intrinsisk muskulatur i foten (Bilde 1E), som utgjør siste del av standfasen som gir utgangspunkt for et «push off». Den aktive teorien om fraspark tematiserer effekten av plantarfleksjon til å skape en synergieffekt

proksimalt mot trunkus som skal gi støtte og fremdrift. Til tross for ulike meninger, er det enighet om at hofteekstensoren spiller en viktig rolle for balanse og fremdrift ved gange. Mot slutten av standfasen vil hofteekstensjonen sammen med kneekstensorer gi kroppen noe ytterligere moment i fremdriften, men det er i hovedsak plantarfleksorer og hoftefleksorer som står for mesteparten av fremdrift mot slutten av standfasen (Shumway-Cook & Woollacott, 2017). Preswing (Bilde 1E) er fremhevet som en sentral del av gangfasen fordi muskelaktiviteten som produseres av blant annet dype plantarfleksorer gir utgangspunktet for knefleksjonen akkurat før foten letter fra underlaget. Denne kraften er korrelert med hvor mye knefleksjon som oppnås ved svingfasen som er høyst nødvendig for å skape et gangmønster hvor foten går klar fra underlaget (Shumway-Cook & Woollacott, 2017). En kontrast til teorien om «aktiv fraspark» er teorien om at fremdrift er mer drevet av en «roll-off» enn en «push-off». I «roll-off» teorien er fremdriften i standfasen beskrevet mer som et kontrollert fall enn en aktiv fremdrift. Her tematiseres rollen til ankel og plantarfleksjon som en bremsende funksjon av særlig tibia rotasjon og forhindre en ytterligere knefleksjon som inntreffer i starten av standfasen. Fremdriften sikres dermed av passive komponenter fordi kroppen beveges frem primært av moment og initieringen av gange (Shumway-Cook & Woollacott, 2017).

En annen forskergruppe som tematiserer fremdrift er Allard et al. (2017). Deres artikkel tar for seg «myter» ved gangfunksjon og ser blant annet nærmere på hva som skaper fremdrift. Der er hofte «pull off» diskutert å være den viktigste bidragsyter hvor hofte sto for 56 % av kraften som går med til fremdrift, mens ankel sto for 34 %. De fremhever at bidragene som plantarfleksjon i ankelleddet har i gangfunksjon er i hovedsak i midtre del av standfasen med å sikre stabilitet og kontroll av det vekt bærende benet. Hovedoppgaven til mm. triceps surae er å sikre at kroppen er stabil. Dette for å unngå å falle fremfor, og på den måten generere kraft til fremdrift. Følgelig at fremdriften skapes fra hofteområdet, hvorpå ankelledd og plantarfleksjon er i hovedsak for å sikre stabilitet og kontroll for vekt bæring (Allard et al., 2017). En viktig presisering er at dette gjelder friske individer, for personer med MS vil kompleksiteten av sykdommen være av vesentlig betydning. Således at man benytter seg av de tilgjengelige kroppslige ressursene som bidrar til å skape fremdrift.

I svingfasen er det primære målet å sørge for en reposisjonering av benet som sikrer videre fremoverrettede bevegelser. Dette stiller krav til både en akselerering av benet i lengderetning og mekanismer som sørger for at foten og tærne går klar av underlaget (Shumway-Cook & Woollacott, 2017). Mesteparten av energien for svingfasen skapes i siste delen av standfasen og som fremhevet i forrige avsnittet er svært viktig for det som skjer videre i svingfasen, særlig relatert til knefleksjon. Dette er et viktig punkt for denne oppgaven som særlig fokuserer på siste del av standfasen. Under initial og midtre del av svingfasen (Bilde 1E og 1F) er hoftefleksorer med mm. iliopsoas en viktig bidragsyter. Disse assisteres av m. biceps femoris som sammen akselererer benet frem med hoftefleksjon og knefleksjon. I siste delen av svingfasen har særlig mm. hamstringsmuskulaturen en viktig funksjon med å bremse benet og forberede landingsfasen. Under svingfasen er en forkortning av benet nødvendig for at foten skal gå klar av underlaget. Dette skapes av blant annet hoftefleksjon, knefleksjon og ankeldorsalfleksjon.

Ifølge teorien om aktiv fraspark er det forsket på ulike strategier for gange hos friske individer og personer med MS. Jonsdottir et al. (2020) har i sin studie sett nærmere på hvilke «moduler» som er relatert til gangfunksjon. Begrepet «moduler» som Jonsdottir et al. (2020) bruker forklares ikke eksplisitt, men det kan forstås slik at det omhandler segmenter relatert til ICF kategorien; kroppsfunksjon og -struktur. Modulene sees i sammenheng med gangfunksjon og det beskrives at det er i hovedsak totalt tre til fire moduler. En til to moduler relatert til proksimal muskelaktivitet under gange og to moduler relatert til distal muskelaktivitet. Den første proksimale modulen består av aktivitet i kneekstensorer, hofteekstensorer og hofteabduktorer. Disse muskelgruppene er primært aktive i tidlig standfase og sen svingfase for å forberede benet for vektbæring (Jonsdottir et al., 2020). Den andre modulen innenfor proksimal muskelaktivitet omfatter blant annet aktivitet i hovedsak av hamstringsmuskulaturen, med hofteekstensjon og knefleksjon, som primært er involvert i tidlig standfase og sen svingfase for å ekstendere hoften og bremse farten på svingbenet. De to distale modulene er relatert til fremdrift og bakkeklaring. Den første distale modulen blir omtalt som «Forward Propulsion Module» (FPM) og består i hovedsak av muskelarbeid fra mm. triceps surae. Den siste distale modulen blir omtalt som «Ground Clearance Module» (GCM) og omfatter i hovedsak muskelarbeid fra m. tibialis anterior og m. rectus femoris

(Jonsdottir et al., 2020). Dette er to moduler som er ansvarlig for det å skape fremdrift og unngå at foten treffer nede i gulvet under svingfasen. Disse modulene skjer muligens tidligere hos friske individer sammenlignet med personer med MS, dette trolig på bakgrunn av affisert kraft i plantarfleksjonen i ankelledd. Dette medfører en tidligere aktivering av dorsifleksorer i ankelledd for å unngå at foten skal treffe underlaget og medføre en økt fallfare.

2.2.5 Påvirket gangfunksjon

Den selektive og elegante koordinasjonen det kreves for å skape fremdrift i gange er meget kompleks. Det kan derfor være svært mange årsaker til at gangfunksjon påvirkes, og i dette underkapitlet skal jeg fremheve noen sentrale årsaker til påvirket gange. Skaden i sentralnervesystemet er den primære årsaken til endret gangfunksjon, som blant annet kan omfatte; spastisitet i relevante muskelgrupper for gangfunksjon, affisert styrke i muskulatur, økt tonus, påvirket sensorikk med mer (Simonsen, 2022). Dette som følge av en lesjon i ulike deler av hjernen som har ansvar for den spesifikke funksjonen eller område; for eksempel sensorisk eller motorisk stimuli (Shumway-Cook & Woollacott, 2017). Som følge av dette kan pareser eller tonusendring i spesifikke muskelgrupper redusere den aktuelle muskelgruppens evne til å rekruttere den sekvensielle rekkefølgen som skaper normal gange. Det kan være tap eller endret selektiv kontroll som over tid skaper et vanemønster, ofte omtalt i litteraturen som lært-ikke-bruk. Dette omfatter blant annet sentralnervesystemets tolkning av tilgjengelige ressurser for å skape fremdrift (Bassøe Gjelsvik & Syre, 2016). Med andre ord; en strategi for å mestre oppgaven som skal utføres. Dermed kan de ulike strategiene for å mestre gangfunksjon være mange, som eksempel kan det trekkes frem tidlig plantarfleksjon på minst affiserte side for å skape høyde slik at mest affiserte side har bedre forutsetninger for å unngå treff/dropfot mot underlaget, redusert steglengde og bredde for å minimere tiden i ettbensstående, redusert/økt tempo for å unngå da i hovedsak statisk eller dynamiske utfordringer (Bassøe Gjelsvik & Syre, 2016). I neste kapittel kommer jeg nærmere innpå de ulike karakteristikkenes relatert til gangfunksjon for personer med MS.

2.3 MS og gangfunksjon

Gangutfordringer hos personer med MS har blitt studert over lang tid. Benedetti et al. (1999), skrev en artikkel med fokus på dysfunksjoner hos personer med MS med minimal sykdomspåvirkning. Her oppsummeres funnene til tross for lav grad av sykdomsnedsettelse, at personene gikk tregere, med kortere steglengde og økt tid i dobbelt-standfase uavhengig av sykdomsgrad. Et slikt gangmønster er konsistent med en beskyttende strategi som favoriserer stabilitet og balanse på bekostning av fart (Benedetti et al., 1999). Videre var gangmønsteret karakterisert med økt hoftefleksjon mot slutten av svingfasen ved hælissettet samt redusert bevegelsesutslag i ankel. Disse abnormalitetene kan derfor tolkes til å være tap av motorisk kontroll. Den økten tiden i standfasen kan tyde på en funksjonell kompensasjon som foregår for å skape økt trygghet og stabilitet (Benedetti et al., 1999). For å skape en bedre forståelse av de motoriske utfordringene som påvirker gangfunksjonen til personer med MS, så kan kvantifisering av gangparametre hos personer selv med lav sykdomsgrad være nyttig i alle faser av behandlingsforløpet. Dette sikrer en oppfølging og monitorering over lengre tid som er tilpasset hver enkelt pasient. Det påpekes at personer med RRMS med minimale funn innehar en konserverende strategi for å opprettholde stabilitet ved å øke tiden det tar å gjennomføre en gangsyklus (Liparoti et al., 2019).

Plantarfleksjon i ankelledd drøftes å være en av de primære drivkreftene for gange, siden dette initierer og skaper framdrift ved fraspark (Davies et al., 2016; Mañago et al., 2018). Videre er plantarfleksjon den sterkeste predikatoren for gangfart og personer med MS har ofte redusert kraft og et uadekvat fraspark i siste del av standfasen, som kan komme som følge av muskelsvakhet i mm. triceps surae (Kempen et al., 2016; Mañago et al., 2018). Dette støttes i litteraturen hvor det fremheves at personer med MS tidvis har økt tid i dobbel standfase sammenlignet med friske kontrollpersoner. Mulig som en kompensasjon for nedsettelse relatert til balanse og postural kontroll for å unngå fall (Kelleher et al., 2009). Videre karakteriserer Kelleher et al. (2009) at personer med MS ofte har redusert steglengde og mindre leddutslag ved plantarfleksjon ved toe-off i tidlig svingfase. Det observeres en tregere aktivering av plantarfleksjon og lenger tid tilbragt i standfasen. Det fremheves en redusert kneekstensjon ved initial kontakt med underlaget samt da påfølgende økt knefleksjon ved siste delen av svingfasen. Det er i varierende grad beskrevet utfordringer med

droppfotsproblematikk hvor personer med MS tenderer til å lande med mer flat fot mot underlaget, det var i midlertidig ikke funnene til Kelleher et al. (2009).

Nogueira et al. (2013) gjennomførte en case-control studie på personer med lav grad av funksjonsnedsettelse (EDSS ≤ 1.5). De fremhever at redusert leddutslag av plantarfleksjon kan være det første sykdomskarakteriserende gangmønsteret hos personer med MS. En progressiv forverring av mobilitet over tid kan lede til kompensatorisk strategi med økt hoftefleksjon, redusert fart, kortere steg og redusert tid i siste del av standfasen som omfatter det aktive frasparket. En endring i ankemobilitet kan være forårsaket av nedsettelse i det somatosensoriske systemet og/eller motoriske påvirkninger som spastisitet eller muskelsvakhet (Nogueira et al., 2013). Viktigheten av ankelfunksjon fremheves ved at balanse i anteroposterior retning kontrolleres ved bruk av ankelstrategi. Dette støttes av Jonsdottir et al. (2020) som påpeker at plantarfleksjon av ankelledd er den kontrollerende variabelen i gangsyklusen. Kraften som genereres av de distale modulene (FPM) for å skape fremdrift er svært sentralt for gangfunksjon hos personer med MS. En forbedring av fraspark fører til en mer energieffektiv gange, økt fart og muligens økte forutsetninger for deltagelse med forbedret muligheter for selvstendig gangfunksjon (Jonsdottir et al., 2020). Ved en forverring eller forbedring av distale strategier kan dette påvirke evnen til selvstendig funksjon og være med på å øke eller redusere mulighetene for aktivitet og deltagelse i samfunnet.

2.4 EDSS score

Klassifiseringssystemet består av 8 funksjonssystemer innenfor motoriske, sensorisk, cerebellare, hjernestamme, visuelle, tarm og vannlating, pyramidale og andre funksjoner. Hvert område skåres fra 0, som antyder ingen nedsettelse til 5-6 som antyder maksimal nedsettelse. På bakgrunn av subscorene i hvert funksjonssystem blir det utregnet en totalsum mellom 0 og 10 (Kurtzke, 2015). En score mellom 1 og 4.5 antyder at personen med MS er mobil uten nevneverdig bruk av hjelpemidler. En score mellom 5 og 7.5 antyder moderat til alvorlig grad av nedsettelse. En score mellom 8 og 9.5 antyder at personen primært er

sengeliggende og uten selvstendig funksjon til forflytning. Denne scoren er i stor grad flytende og vil variere med funksjonsnivået til personen og er ingen fastsatt score. En beskrivelse er at rundt EDSS 4.5-5.0 vil en person benytte seg av i perioder et hjelpemiddel og rundt EDSS 6 er anslått gangdistanse rundt 100m. Med en EDSS på 6.5 vil man ofte benytte seg av rullestol og/eller støtte fra bilaterale hjelpemidler. Det er viktig å påpeke at personer med lik EDSS score ikke nødvendigvis har likt funksjonsnivå, men det kan gi en indikasjon på funksjonsnivået til personen.

2.5 Gangtester – 6 Minute Walking Test (6MWT)

6MWT er i dag en vanlig brukt gangtest i rehabiliteringssetting (Goldman et al., 2008). Den er anvendelig, reliabel og reproducerbar til bruk i kartlegging av utholdenhet for personer med MS. Testen er i utgangspunktet protokollbasert til å gjennomføres med et fastsatt testområde som strekker seg over 35 meter. Dette er imidlertid ikke alltid gjennomførbart i praksis, og det blir benyttet ulike lengder fra 20 til 30 meter. Instruksjonen er å gå så langt man klarer på 6 minutter frem og tilbake innenfor testområdet hvor antall meter blir registrert som utfallsmål (Learmonth et al., 2013; Pilutti et al., 2013; Scalzitti et al., 2018).

Cederberg et al. (2019) gjennomførte en metaanalyse på bruksområdet til 6MWT. De konkluderte med at friske kontrollpersoner går i gjennomsnitt 173 meter lengre sammenlignet med personer med MS. Innad i MS-populasjonen er det også betydelige forskjeller hvor de med moderat-høy grad av funksjonsnedsettelse går i gjennomsnitt 185 meter kortere enn de med lav grad av funksjonsnedsettelse. Tilbakelagt gangdistanse står for 45 % av forklaringen av varians på gjennomsnittlig steg per dag, og en reduksjon på 10 meter i 6MWT er assosiert med en reduksjon på 130 steg per dag (Cederberg et al., 2019). Dette kan potensielt ha stor innvirkning på evnen til aktivitet og deltagelse i samfunnet.

2.6 Måling av spatiotemporale variabler

Måling av gangdistanse og gangfunksjon har tradisjonelt sett bestått av standardiserte tester som måler hastighet eller tilbakelagt gangdistanse. Slike tester er begrenset til å vurdere effekten av en intervensjon ved å måle endring av en før- og ettertest i form av antall meter. I senere tid har det blitt fokusert mer på bruk av teknologiske hjelpemidler, men dette har da primært vært gjennomført i et laboratorium eller lignende med oppkobling til elektroder og maskiner (Pau et al., 2016). Overføringsverdien og brukervennligheten har vært begrenset for den enkelte terapeut, da det i stor grad kun har blitt tatt i bruk i forskningssammenheng. Det neste steget i teknologien har vært å utvikle og implementere apparater av enklere og mer brukervennlige systemer, til bruk i klinisk hverdag og i miljøer hvor pasienten beveger seg til daglig (Pau et al., 2016). Det konkluderes med at bruken av kroppsbårne sensorer for å vurdere og kartlegge gangfunksjon er nyttig. Kroppsbårne sensorer muliggjør enklere kartlegging av funksjon for å vurdere spatiotemporale gangparametre (Pau et al., 2016).

Flere studier peker på nytteverdien av å kunne fange opp kliniske parametre ved gangfunksjon for å kunne iverksette intervensjoner på et tidlig stadium (Frechette et al., 2019). Videre blir det påpekt at dagens måleverktøy gir et øyeblikksbilde av funksjonen, og at variabiliteten i gangmønstre vil være svært fluktuerende. Det er derfor behov for mer spesifikke målinger. Kroppsbårne sensorer gir mulighet til å supplere med ytterligere detaljert informasjon. Dette kan brukes i klinisk praksis, i forbindelse med å kartlegge, vurdere og evaluere funksjon (Frechette et al., 2019; Pau et al., 2016). Til tross for fordelene med de teknologiske fremskrittene så fremheves at det i fremtiden må utvikles kroppsbårne sensorer som er mindre inngripende og mer komfortable å bruke over lengre tid. Videre gjøres det et poeng ut av at validiteten og reliabiliteten til alle de ulike produktene som er ute på markedet må etableres hos de respektive aktørene på markedet. Som alltid med ny teknologi må den menneskelige faktoren vurderes, i henhold til adoptering til både klinikeren og pasientens hverdag samt compliance til både terapeuten og pasientens hverdag (Frechette et al., 2019).

I en systematisk oversiktsartikkel har Storm et al. (2020) sett nærmere på bruken av kroppsbårne sensorer kombinert med 6 minutters gangtest (6MWT). Her påpekes det at i den tradisjonelle 6MWT så måles kun distansen tilbakelagt som relevant for vurdering, hvorpå andre gangparametriske egenskaper ikke vurderes som en del av grunnlaget for å vurdere eller kartlegge funksjon. I og med at 6MWT er en av testene med lengst varighet vil dette også genere en god mengde data, som kan registreres de kroppsbårne sensorene, og således gi et reliabelt volum for analyse. Det fremheves videre at bruken av kroppsbårne sensorer i en slik gangtest ikke er en ekstra byrde for pasienten da slike sensorer kan festes på kroppen ved bruk av enkle festeanordninger. Gangfunksjon har blitt anerkjent som en viktig indikator for selvstendig funksjon. Informasjonen man kan få kan i stor grad være til nytte i kartleggingen, vurdering av grunnlag for ulike intervensjoner, monitorere forløpet av sykdom og effekt av ulike rehabiliteringsprogram (Storm et al., 2020). Sensitiviteten til kroppsbårne sensorer er stor ved at de fanger opp små endringer som kan være vanskelig for terapeuten å se med det blotte øyet.

Klinisk vurdering av gangfunksjon involverer ofte en kombinasjon av visuell observasjon gjort av fysioterapeuten, en klinisk nevrologisk undersøkelse og ved å ta i bruk standardiserte tester (Bassøe Gjelsvik & Syre, 2016). Dette vil i utgangspunktet være basert på ferdighetene til fysioterapeuten og hvor dyktig fysioterapeuten er til å vurdere hvilke faktorer som henger sammen for å kunne iverksette en intervensjonsplan. Dette påvirker reliabiliteten og vil være lite sensitiv for å fange opp endringer på kliniske parametre som ikke omfatter en økning eller reduksjon i noe vi kan måle ved å bruke standardiserte tester (Shanahan et al., 2018). Over de to siste tiårene har det blitt utviklet avanserte teknologiske analyseverktøy for å forbedre objektiviteten, nøyaktigheten, kvantifisering og sensitiviteten på sykdomsrelaterte endringer i klinisk vurdering gange og balanse (Shanahan et al., 2018). Herunder fange opp aspekter som posisjonen på ledd, vinkler, akselerasjoner, krefter og moment underveis i aktiviteten. Det påpekes at slike teknologiske egenskaper kan være mer sensitiv på å fange opp endringer i gange og balanse hos personer med MS enn standardiserte kliniske undersøkelser (Shanahan et al., 2018).

Det fremheves fem sentrale kategorier hvor kroppsbårne sensorer anses å ha en særdeles viktig funksjon. vurdering/kartlegging (1), monitorering (2), behandling/intervensjonstiltak (3), rådgivning (4) og kunnskapsøking (5) (Brichetto et al., 2019). De fremhever kategoriene på følgende måte; (1) evnen til å fange opp små subtile bevegelser samt kunne tilby objektive og kvantifiserbare målinger på ønsket aktivitet er en særegenhet som gjør at kroppsbårne sensorer har en unik egenskap i kartlegging av gangfunksjon. (2) Dette kan i så måte videreføres i klinisk sammenheng når det kommer til monitorering av sykdomsprogresjon og utvikling i et rehabiliteringssøyemed for å vurdere effekt. Ved å ha data på et gitt tidspunkt i sykdomsforløpet har man flere sammenligningsgrunnlag når det kommer til monitorering av sykdommen. (3) Det fremheves at det er lite forskning på feltet ved å aktivt bruke kroppsbårne sensorer når det kommer til rehabilitering og intervensjonsplanlegging, men at feltet og potensialet er stort. (4 og 5) Ved å ta i bruk teknologi har man samtidig muligheten til å forbedre pasientens kunnskap om egen helse. Dette ved å få innsikt i egen helsestatus og funksjon og i så måte kunne være en mer aktiv bidragsyter i egen helsesituasjon (Brichetto et al., 2019).

2.7 Oppsummering av teorien

Gangfunksjon kan være svært komplekst og vanskelig for terapeuten å vurdere med det blotte øyet. Affeksjoner ulike steder i sentralnervesystemet kan gi ulike nedsettelse som igjen kan påvirke funksjon. Sett i et ICF-perspektiv er gangfunksjon helt sentralt for selvstendig deltagelse i samfunnet og en klinisk vurdering av gangfunksjon kan være med på å spisse behandlingstilbudet til personer med MS. I litteraturen er det pekt på ulike elementer relatert til standfasen og spesielt distalt i ankelledd som sentralt for evnen til kunne skape fremdrift. I rehabiliteringssøyemed er målemetoder som 6MWT en mye benyttet test, men den gir i utgangspunktet kun svar på hvor mange meter man har tilbakelagt og ikke nødvendigvis ytterligere informasjon. Bruken av kroppsbårne sensorer har vist seg å være nyttige når det kommer til å fange opp kvantitative data på gangfunksjonen og videre i denne oppgaven vil jeg studere nærmere denne sammenhengen.

3 Metode

3.1 Redegjørelse for metode – vitenskapsteoretisk grunnlag

Kvantitativ forskning som felt bygger på naturvitenskapen og er i hovedsak inspirert av positivisme, kritisk rasjonalisme, tidvis kritisk teori og pragmatisme som overordnet forståelsesramme (Drageset & Ellingsen, 2009). Det vitenskapsteoretiske ståstedet i denne oppgaven bygger på en tilnærming innenfor naturvitenskapelig metode med til dels et positivistisk, empiristisk og rasjonalistisk vitenskapssyn. Denne tilnærmingen omhandler at kunnskapen som tilegnes er målbar ved at den kan avvises eller bekreftes. Slik kunnskap kan bare nås gjennom metodisk observasjon av det som skjer i virkeligheten (Thornquist, 2018). Innenfor slik type forskning er hypotetisk-deduktiv metode den mest utbredte som baserer seg på hypotesetesting. Hypotesen i oppgaven som omhandler sammenhengen mellom fraspark og gangdistanse blir da til gjenstand for å bli testet opp erfaringer og observasjon fra den virkelige verden. I mitt tilfelle vil dette være tilbakelagt gangdistanse på et innsamlingstidspunkt (Brottveit & Del Busso, 2018). Et kjennetegn på kvalitet innenfor kvantitativ forskningsmetode er at den kunnskap som formidles må oppfattes som meningsfull og nyttig for den målgruppen som den er tiltenkt for. Dette være seg ulike helseaktører, behandlere, pasienter eller lignende (Bjørnnes & Gjevjon, 2019). Forskningen må kunne begrunnes ut ifra en erfaring hvor fakta er grunnlaget for utviklingen av kunnskap av vitenskapelig karakter. Dette medfører at kunnskap må sees som en sirkulær prosess hvor både teorier, antagelser og oppfatninger revideres eller forkastes på grunnlag av gjennomførte observasjoner og eksperimenter (Wifstad, 2019). Bakgrunnen for denne oppgaven kan diskuteres å være i retning av mer et rasjonalistisk syn hvor kunnskapen som tilegnes baseres i stor grad av menneskets evne til å bruke fornuft og bevissthet. Dette ved at observasjoner er gjort i det virkelige liv blir vurdert opp mot fornuften i lys av gjeldende teoretiske rammeverk. Med et slikt syn vil man nødvendigvis gå glipp av andre helt sentrale elementer ved tematikken gangfunksjon. Det er også slik at funnene må sees i lys av den settingen det gjennomføres i og vektlegger det når en skal vurdere funnene.

Overordnet vitenskapsteoretiske forståelsesramme for all forskning er spørsmål av ontologisk; vesenslære, hvordan virkeligheten ser ut, hva finnes i verden, og epistemologisk art;

erkjennelsesteori, hvordan man kan tilegne seg kunnskap om virkelighet (Johannessen et al., 2016; Thornquist, 2018). Innenfor de ontologiske spørsmålene av oppgaven kan det forstås slik at tematikken omformuleres til «hva er gangfunksjon?». I mitt tilfelle bryter jeg ned noe som komplekst som gangfunksjon til konkrete variabler i et biomekanisk perspektiv. Dette ved å belyse sammenhengen mellom variabler innenfor gangteknisk utførelse og gangdistanse. Sett fra epistemologisk ståsted omhandler oppgaven hva som er sant, gyldig og objektiv kunnskap. I så tilfelle spørsmål om man kan trekke paralleller fra funnene i oppgaven til et teoretisk perspektiv? Er det gyldige resultater? Og er det sant eller tilfeldighet at resultatene viser en sammenheng eller ikke (Thornquist, 2018). Ved et slikt fokus mister man naturligvis andre aspekter rundt tematikken om gangfunksjon. Det være seg ulike aspekter med det psykiske og menneskelige aspektet som opplevelse av trygghet, mestringsforventninger og tiltro til egen kropp.

3.2 Design

Dette mastergradsprosjektet er et ikke-eksperimentell studiedesign som undersøker sammenhengen mellom variabler for gangfunksjon med fokus på standfase og fraspark opp mot tilbakelagt gangdistanse. Det er brukt kvantitativ forskning som metode og designet er en tverrsnittstudie basert på data gjort på første måling av inneliggende pasienter på en rehabiliteringsinstitusjon. Studien er utført på ulike rehabiliteringsopphold ved MS-Senteret i Hakadal (MSSH) i perioden 2020-2021. MSSH er et landsdekkende spesialisert MS-rehabiliteringssenter og det eneste i landet som utelukkende er for personer med MS. Senteret tilbyr ulike opphold med fokus på informasjon, rehabilitering og mestring av sykdommen for pasienter i hele landet. Dataene er hentet fra forskningsprosjektet AutoActive.

3.2.1 AutoActive

Denne studien er en del av hovedprosjektet; AutoActive: Tools and Methods for Autonomous Analysis of Human Activities from Wearable Device Sensor Data. Prosjektet er et konsortium med forskere fra SINTEF, Norges Tekniske Naturvitenskapelige Universitet (NTNU), Universitetet i Oslo (UiO), Oslo Universitetssykehus (OUS), MS-Senteret Hakadal (MSSH)

og Olympiatoppen (SINTEF, u.å). Designet er en prospektiv observasjonsstudie med hensikt å undersøke om en kvalitativ analyse ved bruk av avanserte sensorer (Inertial Measurement Units/IMU) gir en mer presis evaluering av gangfunksjon enn de tradisjonelle standardiserte testene vi bruker i dag. Prosjektet begynte med en pilotutprøving i starten av 2019 med initial testing av utstyr, oppsett, setting og utvikling av protokoll. Deretter testing etter protokoll med fortløpende innsamling av data i starten av 2020 og frem til starten av 2021. Testingen har foregått i MS-Senteret Hakadal sine lokaler med faste oppsatte områder for gjennomføring av testene. Testene ble gjennomført på et flatt betonggulv i et skjermet område, uten interaksjoner eller støy. Inklusjonskriteriene i AutoActive var; alder >16, kunne ha gangfunksjon i en eller annen grad og EDSS <6. Disse ble rekruttert av den oppfølgende fysioterapeuten på oppholdet, av testere i AutoActive eller av forskningsleder på MSSH. I prosjektet har det vært totalt tre personer som har gjennomført testing etter protokoll hvorav jeg var en av testere. Det er i prosjektet benyttet flere måleverktøy med tester som blir nevnt i senere kapittel. Deltagerne ble i hovedsak testet i første uke av rehabiliteringsoppholdet og flere av deltagerne gjennomførte en test-retest med testing i første og siste uke av rehabiliteringsoppholdet. Dataene i denne studien baserer seg kun på første registrerte måling av de inkluderte deltagerne. Det var et kontinuerlig stabilt testmiljø med fastsatte teststasjoner hvor temperaturen var målt med termometer til å være stabilt rundt 22-23 °C.

3.3 Testprosedyre

All testing ble gjennomført på et avsatt og skjermet område ved MSSH. Før testing skrev alle deltagere under på et informert samtykke (se vedlegg 1) hvor hovedelementer som frivillig deltagelse og muligheten for å trekke seg i tillegg gjennomgått muntlig før underskrivelse. Forut før testing av 6MWT hadde deltagerne gjennomgått andre tester i prosedyren som omfattet; Timed Up and Go (TUG), Single Leg Stand test (STS), Timed 25-Foot Walk Test (T25FWT) og Six Spot Step Test (SSST). Alle testerne hadde gjennomgått protokollen forut før testing både sammen, samt i plenum i AutoActive- konsortiet under en praktisk utprøving med testing av pasient, for å sikre at alle forsto protokollen på samme måte.

3.4 Datainnsamling og måleverktøy

3.4.1 6 minutts gangtest

I klinisk hverdag er 6MWT en mye benyttet gangtest for å vurdere kapasitet på gangdistansen hos flere nevrologiske lidelser (Cederberg et al., 2019). I AutoActive studien ble testen gjennomført etter følgende instruksjon: «Du skal gå så langt du klarer på 6 minutter, frem og tilbake innenfor stolpene. Du bestemmer selv tempoet og tar pauser om du ønsker det. Du vender ved døren som er 30 meter unna. Husk at målet er å gå så langt du klarer på 6 minutter. Når testen stoppes så står du bare helt i ro på stedet.» Instruksjoner underveis: «Nå har du kommet halvveis, 3 minutter igjen», «nå er det 1 minutt igjen» og «stopp» avslutningsvis. Denne testen blir da målt med antall meter tilbakelagt på 6 minutter og registreres manuelt av tester med å telle antall runder og fysisk måle opp med målebånd de resterende meterne. Ved behov har det blitt undersøkt opp mot video på GoPro® kamera når det har vært tvil om det er registrert riktig antall meter. Gangtesten viser høy grad av reliabilitet vurdert med Intraclass correlation coefficient (ICC) på 0.959 (Learmonth et al., 2013) og 0.980 (Decavel et al., 2019).

3.4.2 Spatiotemporale variabler

Som tidligere fremhevet i teorikapitlet er det sentrale i denne oppgaven tematikken om det som skjer i standfasen av gange og de ulike parameterne som leder til et fraspark som er siste delen av standfasen. Ved bruk av kroppsbårne sensorer blir det generert en mengde data som hentes ut fra GaitUps analyseprogram GaitUp LAB. I denne oppgaven har jeg fått utdelt data via samarbeidspartnere i prosjektet på et Excel-dokument med de ulike variablene gjengitt med gjennomsnittsverdier for hvert ben. De ulike parameterne som inkluderes i min studie er;

- Spasiale variabler

- Strike Angle: Omfatter vinkelen mellom undersiden av foten og underlaget i det hælen treffer gulvet, sett i et vertikalt plan. Måles i fleksjonsgrader.
- Lift Off Angle: Omfatter vinkelen mellom underside av foten og underlaget i slutten av push-off fasen rett etter at foten letter fra underlaget. Måles i fleksjonsgrader.

- Temporale variabler

- Loading Phase: Er første andelen av standfasen som omfatter sekvensen fra første kontakt med underlaget og til foten treffer gulvet i sin helhet. Måles i prosent.
- Foot Flat Phase: Er midtre andelen av standfasen som omfatter sekvensen hvor hele foten til enhver tid er i kontakt med underlaget. Måles i prosent.
- Pushing Phase: Er siste andelen av standfasen som omfatter sekvensen hvor hælen begynner å løfte seg og til forfoten forlater underlaget. Måles i prosent.

Strike Angle og Lift Off Angle omfatter ankelfleksjonsvinkelen foten har i henholdsvis hælsett og fraspark. I mitt prosjekt er da en samlet verdi for hvert av de 6 minuttene utregnet et gjennomsnitt som oppgis i grader for hvert ben på henholdsvis Strike Angle og Lift Off Angle. Disse verdiene for høyre og venstre blir videre til gjenstand for en utregning av gjennomsnitt samlet sett, slik at jeg før analyse av data har en samlet gjennomsnittsverdi for hver variabelene i hele gangtesten. Dette ble gjort på bakgrunn av at gangfunksjon som oftest er ganske komplekst samt at det ikke konsekvent ble innsamlet informasjon om hva som er det mest/minst dominante benet. Før analyse har jeg således en samlet gjennomsnittsverdi av både høyre og venstre ben sammen, som utgjør utgangspunktet for videre analyser av sammenhengen mellom variabelene og gangdistansen.

Som tidligere nevnt i teorikapitlet er standfasen av Shumway-Cook og Woollacott (2017), omtalt med fem delkomponenter. I min studie er disse fem delkomponentene samlet til tre som omfatter da; Loading Phase, Foot Flat Phase og Pushing Phase. Disse tre variabelene utgjør samlet sett 100% av hele standfasen i hvert steg per ben. Vi har alltid en fordeling mellom disse tre som tilsvarer 100% og en økning i den ene variabelene vil medføre en reduksjon i en annen. På samme måte som ankelfleksjonsvinklene i Strike Angle og Lift Off Angle er også disse variabelene et gjennomsnitt på seks minuttene for henholdsvis høyre og venstre ben. Og her er det også regnet ut et gjennomsnitt hvorpå jeg sitter igjen med en verdi for hver av variabelene innenfor standfasen. Som en utdyping på variabelene henvises også til vedlegg 2 fra GaitUp hvor det er bilder og forklaring på engelsk av de ulike parameterne.

3.4.3 Utstyr

Det ble benyttet tre kroppsbårne sensorer av typen Physilog 5 fra GaitUp SA, Lausanne, Switzerland som inneholder et 3D-akselerometer og et 3D-gyroskop. Sensorene ble plassert på fotryggen i et elastisk bånd på korsrygg og på hver fot i et elastisk bånd (se vedlegg 3). Settingene på akselerometer og gyroskopet ble satt til 128 Hz med en range på +/- 8g for akselerometeret og +/- 1000 deg/s for gyroskopet. Dataene ble ekstrahert ved å bruke en spesialisert datavare for analyse utviklet av GaitUp Lab, GaitUp SA, Lausanne, Switzerland. Under analysen ble de to første stegene før og etter vending ekskludert fra råmaterialet for å minimere feilkildene. I tillegg ble det i prosjektet benyttet to kameraer for å sikre backup og muligheter for å ettergå hendelser registrert på sensorene opp mot forhold som kan ha inntruffet under testing. Et kamera av typen GoPro Hero 7[®] ble festet på kroppen ved å ta i bruk GoPro Chesty[®] sele. Dette kamera pekte ned mot føttene til enhver tid. Og det andre GoPro Hero 7[®] kamera plassert på en tripod pekende skrått ned fra livet til deltageren og ned mot gulvet under testene.

3.4.4 Kovariater

I studien vil det inkluderes EDSS score, kjønn, vekt, alder, høyde, skostørrelse, hvilken type MS diagnose, tid siden diagnosen og bruk av hjelpemiddel. I de stratifiserte analysene vil det gjennomføres subanalyser delt på kjønn (mann-kvinne) og EDSS gruppescore (≥ 4 og < 4).

3.5 Lagring og overføring av data

All data ble overført fra de kroppsbårne sensorene og over på kryptert harddisk før det opplastet til lagring på Service for sensitive data (TSD). All databehandling ble håndtert på den måten at en kodet bok -og perm ble lagret separate og innelåst fra testresultatene. De fysiske testresultater og pasientopplysning har i så måte aldri forlatt lagringsstedet på MSSH. Alle data som ble registrert manuelt ble oppbevart separat fra samtykkeskjema. Som et ledd i analysen har samarbeidspartnere ved UiO analysert og ekskludert støy fra testing slik at kun data fra 6MWT på hver deltager er samlet i mitt prosjekt.

3.6 Analyse og statistikk

Alt råmateriale ble lagret i Excel før det ble eksportert til statistikkprogrammet IBM SPSS Statistics for Windows, version 28 (IBM Corp, Armonk, N.Y.,USA), som ble brukt til de statistiske analysene. Jeg har i arbeidet med denne masteroppgaven fått tilsendt ferdig systematisert datasett og variabeldata med verdier for de valgte variablene i gjennomsnittverdi per ben. Denne verdien som tidligere beskrevet ble sammenslått for både høyre og venstre side. Fremstillingen av funnene i resultatkapitlet er etter mal som gjengitt i Laerd Statistics (2015).

3.6.1 Univariante beskrivelser

Innledningsvis i resultatkapitlet vil det bli presentert deskriptive analyser for å gi en oversikt og beskrive utvalget. Det ble utført en frekvensanalyse med antall og prosent for de kategoriske variablene som omfatter; kjønn, MS diagnose, bruk av hjelpemiddel (Ja/nei) og EDSS grupper (≥ 4 og < 4). De kontinuerlige numeriske variablene som omfatter; alder, år siden diagnosen, høyde, vekt, skostørrelse, gangdistanse på 6MWT. EDSS score er ikke en kontinuerlig variabel og da den hopper med 0.5 og ikke er normalfordelt og blir beskrevet med median. Variablene for øvrig blir beskrevet med gjennomsnitt eller prosent, minimum-maksimum og standardavvik (\pm SD) dersom det ikke annet er angitt. Videre ble det undersøkt om forskjellene i analysene av korrelasjon var signifikante forskjellige mellom EDSS grupper (≥ 4 og < 4) og på kjønn (mann-kvinne). Dette ble gjort ved å gjennomføre en independent t-test.

3.6.2 Bivariate analyser - Korrelasjonsanalysen

Sammenhengen mellom parameterne; Strike Angle, Lift Off Angle, Loading Phase, Foot Flat Phase, Pushing Phase og 6MWT (meter) ble undersøkt ved å bruke Pearson product moment correlation (Pearsons R). Slik analyser gjennomføres for å undersøke styrke og retning på et lineært forhold mellom to eller flere kontinuerlige variabler (Pripp, 2018). En paret t-test er brukt for å beregne resultatene statistiske signifikans. Signifikansnivået er satt til $p < .05$. Pearsons R brukes for å analysere korrelasjonen på intervallnivå (Bjørndal & Hofoss, 2004).

Korrelasjonskoeffisienten vil være et sted mellom -1 og 1 hvor 0 tilsvarer ingen sammenheng. Det er ingen fastsatte regler for å vurdere styrken til korrelasjonskoeffisienten, men Cohen (1988) oppgir at verdier i begge retninger mellom 0.1-0.3 anses som små, verdier mellom 0.3-0.5 anses som moderate og verdier over 0.5 anses som sterke. Denne tolkningen støttes i stor grad også av Johannessen (2009).

3.6.3 Multivariate analyser - Regresjonsanalyse

En regresjonsanalyse ble også benyttet for å undersøke retning på sammenhengen mellom variablene og gi en forklaring på observasjonsenhetenes gangdistanse ved å angi de ulike spatiotemporale verdiene på gangparameterne. Videre vil det bli undersøkt hvor mye av variasjonen i Y som er forklart av X som angis i R^2 , og som vil være et sted mellom 0-100%. Dette angir hvor stor andel av variablene brukes til å forklare variansen på gangdistansen tilbakelagt på gangtesten. Verdier under 2% anses som svært svake, verdier mellom 2-13% anses som svake, verdier mellom 13% og 26% anses som moderate og verdier over 26% anses som store (Cohen, 1988).

For å kunne utføre en regresjonsanalyse kreves det at spesifikke forhold må gjøres rede for, og visse forutsetninger være utelukket; 1. Ikke-linearitet, 2. Interaksjon, 3. Multikollinearitet og 4. Heteroskedastisitet (Bjørndal & Hofoss, 2004). For det første må den avhengige variabelen y være en lineær funksjon av x i enten positiv eller negativ forstand. For det andre må man vurdere om effekten på y er uavhengig av de andre forklaringsvariablene, eller om det er et samspill mellom dem dersom man bruker mer enn en variabel til å forklare. For det tredje kan ingen forklaringsvariabler være perfekt korrelert med andre forklaringsvariabler. For det fjerde må residualene være tilnærmet normalfordelte (Bjørndal & Hofoss, 2004, s. 156-157; Laerd Statistics, 2015).

Visuell inspeksjon av punktdiagram med trendlinje mellom alle forklaringsvariablene og gangdistanse ble brukt for å vurdere linearitet. Videre ble det vurdert om det var en

interaksjon mellom variablene, dette ble beskrevet via Durbin-Watson som vil være et sted mellom 0 og 4, hvor verdier tett opp til 2 anses som ønskelig. Multikollinearitet ble gjennomført ved å undersøke Tolerance og VIF i SPSS programmet. Ved Tolerance verdier under 0.1 eller VIF verdier over 10 kan man ha et multikollinearitetsproblem, noe som i midt tilfelle inntreffer der variablene for Foot Flat Phase og Pushing Phase er tilnærmet lineære med en reduksjon i den variabelen gir en nesten identisk økning i den andre. I følge Laerd Statistics (2015) så vil det sikreste være å utelate en av variablene fra analysen og gjennomføre stegene på nytt for å undersøke om alle forutsetningene er innfridd. Jeg valgte derfor å utelate Foot Flat Phase da jeg ønsker å undersøke spesifikt Pushing Phase som sentralt for fokus i oppgaven og tematikken rundt fraspark. Etter å ha repetert steg 1-3, var det neste å utelukke heteroskedastisitet som ble gjort ved en visuell inspeksjon av studentized residualene opp mot de ustandardized predicted verdiene.

Etter disse fire forutsetningene ble det også vurdert om det forelå noen ekstremverdier i form av outliers eller utstikkere. Dette er automatisk satt til $3SD \pm$ og det vurderes som hensiktsmessig å beholde dette nivået. Verdier over $3SD \pm$ blir studert og vurdert om skal utelates fra analysen. Dette ble undersøkt ved å se på verdien på residualene «studentized deleted residual». Dersom det foreligger observasjoner med ekstremverdier ble disse vurdert om det hadde en sammenheng med datasettet og plotting av data, eller om det var en systematisk feil med manuell telling av runder hvor man kunne bruke video som backup for å gjøre en ny telling. Det ble videre vurdert om materialet hadde såkalte «high leverage points» som omfatter en verdi som kan ha unaturlig påvirkningskraft på regresjonskoeffisienten (Laerd Statistics, 2015). Verdier som er under 0.2 anses som trygge, mellom 0.2-0.5 som risikable og verdier over 0.5 som svært risikable og bør utelates. I analysen blir verdier over 0.5 ekskludert, mens verdier under 0.5 beholdes. Den siste visuelle inspeksjonen var å vurdere «influential points», som også kan påvirke resultatet. Cook's Distance er et mål på innflytelse på datasettet og som en tommelfingerregel skal verdier over 1 bli undersøkt om de har for stor påvirkningskraft. Videre er en sentral faktor å vurdere om det foreligger en normalfordring på variablene, dette ble undersøkt ved visuell inspeksjon og histogram og normal P-P-plot.

3.7 Personvern og etikk

Protokoll for AutoActive-prosjektet er godkjent av lokalt Personvernombud (PVO) ved OUS og MSSH etter at Regional etisk komite (REK) fastslo at prosjektet ikke trengte godkjenning fra dem. AutoActive er støttet av Norges forskningsråd (prosjektnummer 270791). Det er utarbeidet eget samtykkeskjema for studien som også er godkjent av PVO. Deltagelse i studien var frivillig og alle som deltok i testingen i AutoActive har underskrevet et informert samtykkeskjema. All data er anonymisert og i arbeid med denne oppgaven har jeg kun hatt tilgang til datasettet som ikke inneholder noen pasientopplysninger. Personene som deltok, ble ikke utsatt for noen andre påkjenninger med testing som de ikke hadde gjennomgått uansett hos de ulike faggruppene på rehabiliteringsoppholdet. Denne masteroppgaven er godkjent av prosjektleder og de lokale PVO ved MSSH og OUS.

4 Resultater

For å besvare forskningsspørsmålet vil jeg i dette kapitlet først presentere studiepopulasjonen, før jeg videre undersøker korrelasjonen og regresjon mellom de ulike variablene og gangdistanse med utgangspunkt i hele utvalget. Videre vil jeg gjøre de samme analysene stratifisert på EDSS grupper (≥ 4 og < 4) og kjønn (menn og kvinner).

4.1 Studiepopulasjonen

Under testperioden ble 46 personer inkludert, studien hadde ingen frafall underveis eller personer som takket nei til å delta. Ved gjennomgang av råmaterialet var det fem deltagere som ble ekskludert grunnet manglende data på ett eller begge ben. Disse ble utelatt før analysen. Av de 41 inkluderte deltagerne var 12 menn, 5 personer hadde PPMS som diagnose, 6 personer brukte hjelpemidler fordelt på 1 person som benyttet stokk, 1 person som benyttet elektrisk dropfotsortose og 4 personer som benyttet ankelfotortose. I tabell 1 fremheves de andre karakteristikkene for deltagerne.

Tabell 1: Deskriptiv informasjon om deltagerne

Karakteristika	Antall (n=41)	Gjennomsnitt eller prosent (\pm SD)	Minimum-maksimum
Kjønn (kvinner)	29	70,7 %	
Alder (år)		49,8 (8,3)	26-67
MS diagnose (RRMS)	36	87,8 %	
Tid siden diagnose (år)		10,8 (7,5)	1-31
Høyde (cm)		175 (9,1)	153-195
Vekt (kg)		83,1 (12,9)	50-109
Skostørrelse (cm)		29 (2,1)	25-35
Hjelpemiddel (Ingen)	35	85,4 %	
Gangdistanse 6MWT (meter)		489 (102)	267-703
EDSS Score (0-10)*		4	1-5,5
EDSS grupper (≥ 4)	22	53,7 %	

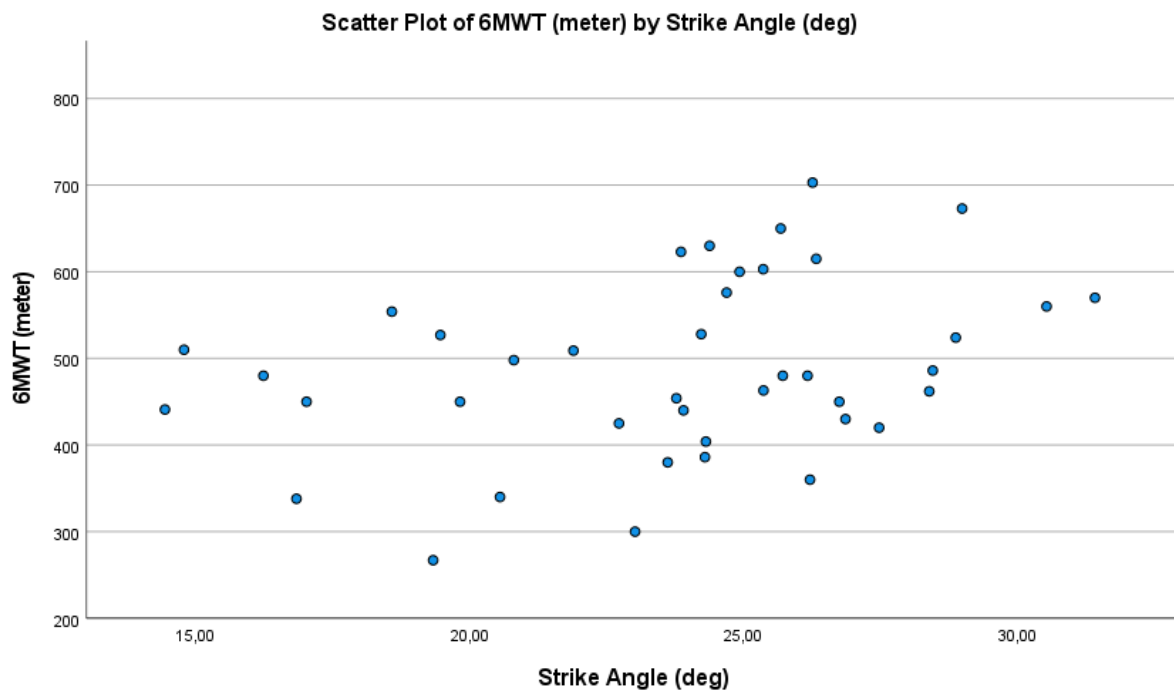
SD = Standardavvik, RRMS = Relapsing Remitting Multiple Sclerosis, 6MWT = 6 Minutes Walking Test, EDSS = Expanded Disability Status Scale

*median

4.2 Bivariate analyser – korrelasjon

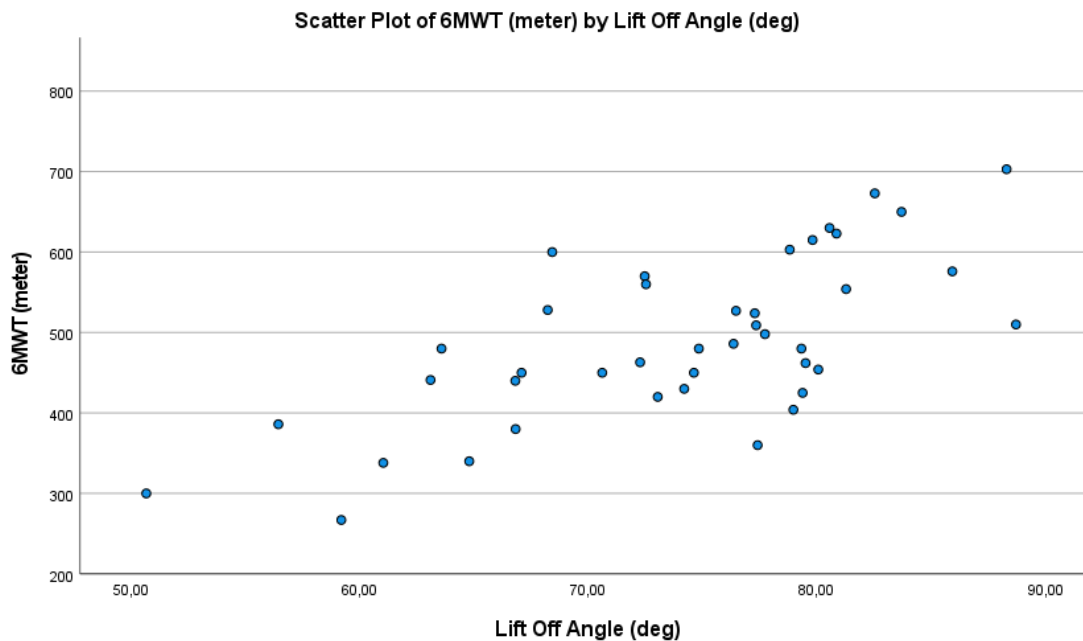
4.2.1 Sammenhengen mellom spatiotemporale variabler og gangdistanse med utgangspunkt i hele utvalget

Innenfor kategorien av spatiale parametre finner vi; Strike Angle og Lift Off Angle som utgjør den ankelfleksjonsvinkelen foten har i henholdsvis den initiale kontakten med underlaget i form av et hælissett og ankelfleksjonsvinkelen ved siste delen av frasparket. Dette er da målt i fleksjonsgrader. En Pearsons korrelasjon (r) analyse ble benyttet for å vurdere sammenhengen mellom Strike Angle og Lift Off Angle opp mot gangdistanse målt med 6MWT. Ved inspeksjon fremkom det et lineært forhold og normalfordeling for begge variabler. Figur 1 viser sammenheng mellom ankelfleksjonsvinkel ved hælissett og gangdistanse på 6MWT. Det var positiv moderat korrelasjon mellom variablene ($r = ,331$) som var signifikant forskjellig fra 0 (95 % CI = .026-.580, $p = ,034$).



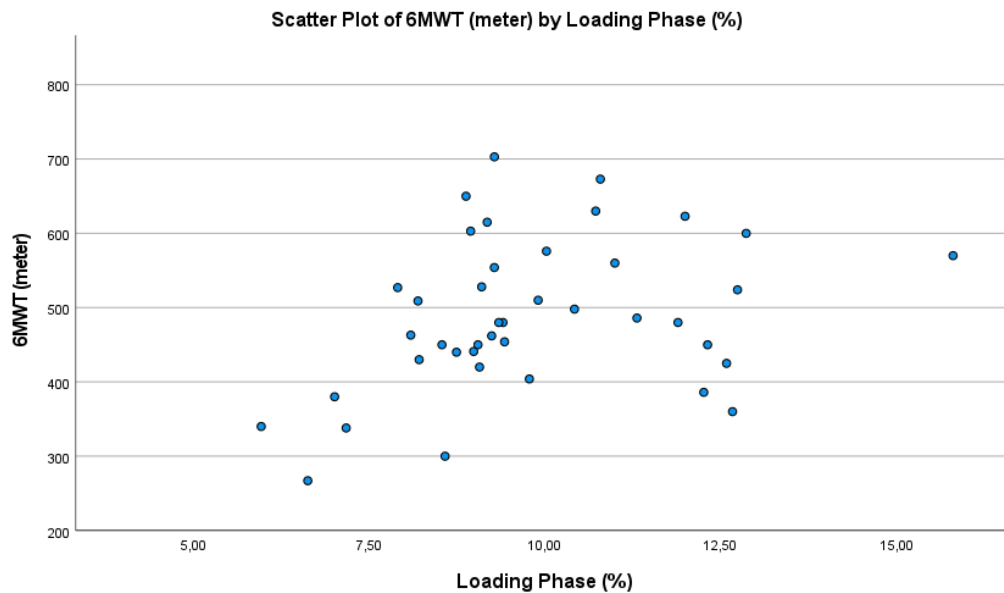
Figur 1. Punktdiagram av sammenhengen mellom ankelfleksjonsvinkel ved hælissett og gangdistansen på 6MWT.

Figur 2 viser sammenheng mellom ankelfleksjonsvinkel ved frasparket og gangdistanse på 6MWT. Det var positiv sterk korrelasjon mellom variablene ($r = ,684$) som var signifikant forskjellig fra 0 (95 % CI = $,477$ -, 819 , $p < 0.001$).



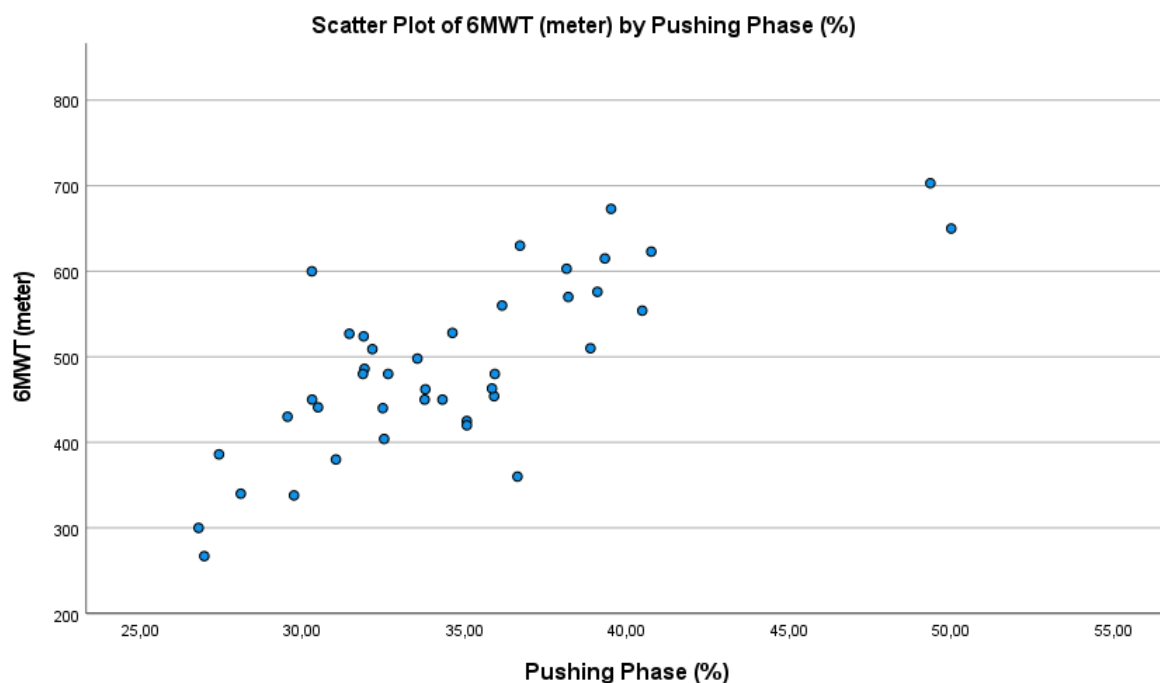
Figur 2. Punktdiagram av sammenhengen mellom ankelfleksjonsvinkel ved fraspark og gangdistansen på 6MWT.

Innenfor kategorien av temporale parametre finner vi prosentvise fordelingen av standfasen. I denne analysen inngår variablene Loading Phase og Pushing Phase. En Pearsons korrelasjon (r) analyse ble benyttet for å vurdere sammenhengen mellom variablene for Loading Phase og Pushing Phase opp mot gangdistanse målt med 6MWT. Ved inspeksjon av scatterplot fremkom det et lineært forhold og at dataene er normalfordelt ved test av Shapiro-Wilks test ($p > ,05$) for Loading Phase, men den var ikke normalfordelt for Pushing Phase Shapiro-Wilks test ($p < ,05$). I følge Laerd Statistics (2015), kan man allikevel gå videre med vurdering av korrelasjonskoeffisienten da testen er mer eller mindre robust for å takle dette. Man kan argumentere for at det var en outlier visuelt i scatterplot av Loading Phase, men dette ble ikke vurdert som nok til å ekskludere casen da ikke forelå spesifikke verdier utover tillatte grenseverdier eller andre forhold som kunne støtte å forkaste casen. Figur 3 viser sammenheng mellom tiden tilbragt i initial del av standfasen målt i prosent og gangdistanse på 6MWT. Det var positiv moderat korrelasjon mellom variablene ($r = ,331$) som var signifikant forskjellig fra 0 (95 % CI = $,032$ -, 584 , $p = ,031$).



Figur 3. Punktdiagram av sammenhengen mellom tilbragt tid i initial del av standfasen målt i prosent og gangdistansen på 6MWT.

For variabelen Pushing Phase var det en statistisk signifikant sterk positiv korrelasjon, $r(39) = ,764$, $p < 0.001$. Figur 4 viser sammenheng mellom tiden tilbragt i siste del av standfasen målt i prosent og gangdistanse på 6MWT. Det var positiv sterk korrelasjon mellom variablene ($r = ,764$) som var signifikant forskjellig fra 0 (95 % CI = $,596$ -, 868 , $p < ,001$).



Figur 4. Punktdiagram av sammenhengen mellom tilbragt tid i siste del av standfasen målt i prosent og gangdistansen på 6MWT.

Tabell 2 viser en oppsummert oversikt på korrelasjonen mellom alle spatiotemporale variablene og gangdistansen for hele utvalget.

Tabell 2: Korrelasjonsanalyse mellom spatiotemporale variabler og gangdistanse for hele utvalget.

Variabel	Pearsons r	95 % CI	Sig
Strike Angle	,331*	,026-,580	,034
Lift Off Angle	,684**	,477-,819	<,001
Loading Phase	,337*	,032-,584	,031
Pushing Phase	,764**	,596-,868	<,001

*Korrelasjon signifikans på 0.05 nivå (2-tailed)

**Korrelasjon signifikans på 0.01 nivå (2-tailed)

95 % CI = Konfidensintervallet (2-tailed)

Sig = Signifikansnivå

Ved gjennomgang av forutsetninger for korrelasjon og regresjonsanalyse ble 1 deltager vurdert ekskludert grunnet ekstremverdier på «studentized deleted residualer» som har avvik $> \pm 3SD$ (-3,36 SD). Men jeg finner ingen holdepunkter for å utelukke denne casen etter å ha studert råmaterialet og SPSS for eventuelle feil. Her fremkommer det ikke andre verdier som skulle eventuelt støtte en ekskludering. Ved eksklusjon av denne så øker korrelasjonen på samtlige variabler med Strike Angle $r(39) = ,360$, $p = ,023$, Lift Off Angle $r(39) = ,713$, $p < ,001$, Loading Phase $r(39) = ,402$ $p = ,010$ og Pushing Phase $r(39) = ,795$, $p < ,001$.

4.2.2 Sammenhengen mellom spatiotemporale variabler og gangdistanse stratifisert på EDSS grupper

Data er gjengitt i gjennomsnitt \pm standardavvik dersom ikke annet er nevnt. Det var 22 personer i EDSS gruppe ≥ 4 og 19 personer i EDSS gruppe < 4 . En independent-sample t-test ble gjennomført for å avgjøre om det var forskjeller i gangdistansen tilbakelagt på gangtesten mellom EDSS gruppene ≥ 4 og < 4 . Gangdistansen for begge EDSS gruppene var normalfordelt vurdert ved Shapiro-Wilks test ($p > .05$) og det var homogenity vurdert ved

Levenes test for equality of variance ($p = .602$). Gangdistansen var større for EDSS gruppe <4 (543 meter \pm 90 meter) enn for EDSS gruppe ≥ 4 (442 meter \pm 89 meter). En statistisk signifikant forskjell på 101 meter (95 % CI, 43.6 meter-157 meter), $t(39) = 3.580$, $p < .001$.

Innenfor variablene Strike Angle og Lift Off Angle delt på EDSS grupper (≥ 4 og <4) fremkommer det ikke signifikante resultater for begge EDSS gruppene innenfor variabelen for Strike Angle. For EDSS gruppen ≥ 4 ; $r(20) = .362$, 95 % CI = $-.070$ -.680, $p = .098$. For EDSS gruppen <4 , $r(17) = .218$, 95 % CI = $-.263$ -.611, $p = .371$.

For Lift Off Angle delt på EDSS grupper (≥ 4 og <4) fremkommer det signifikant forskjell med sterk positiv korrelasjon for EDSS gruppen ≥ 4 , $r(20) = .713$, 95% CI = $.417$ -.872, $p < .001$. For EDSS gruppen <4 fremkommer det ingen statistisk signifikant forskjell $r(17) = .320$, 95 % CI = $-.157$ -.676, $p = .182$.

Innenfor parameterne for Loading Phase og Pushing Phase observeres det ikke signifikante forskjeller for begge EDSS gruppene (≥ 4 og <4) på variabelen for Loading Phase. For EDSS gruppen ≥ 4 , $r(20) = .385$, 95 % CI = $-.044$ -.694, $p = .077$. For EDSS gruppen <4 , $r(17) = -.030$, 95 % CI = $-.478$ -.430, $p = .902$.

For variabelen Pushing Phase observeres det sterk positiv korrelasjon for begge EDSS gruppene. For EDSS gruppe ≥ 4 , $r(20) = .736$, 95 % CI = $.456$ -.883, $p < .001$. For EDSS gruppe <4 , $r(17) = .678$, 95 % CI = $.323$ -.866, $p < .001$. Tabell 3 viser en oppsummert oversikt på korrelasjonen mellom alle spatiotemporale variabler og gangdistansen stratifisert på EDSS grupper.

Tabell 3: Korrelasjonsanalyse mellom spatiotemporale variabler og gangdistanse stratifisert på EDSS grupper.

Variabel	Pearsons r EDSS ≥4	95 % CI	Sig	Pearsons r EDSS <4	95 % CI	Sig
Strike Angle	,362	-,070-,680	,098	,218	-,263-,611	,371
Lift Off Angle	,713**	,417-,872	<,001	,320	-,157-,676	,182
Loading Phase	,385	-,044-,694	,077	-,030	-,478-,430	,902
Pushing Phase	,736**	,456-,883	<,001	,678**	,323-,866	<,001

*Korrelasjon signifikans på 0.05 nivå (2-tailed)

**Korrelasjon signifikans på 0.01 nivå (2-tailed)

95 % CI = Konfidensintervallet (2-tailed)

Sig = Signifikansnivå

4.2.3 Sammenhengen mellom spatiotemporale variabler og gangdistanse stratifisert på kjønn

Data er gjengitt i gjennomsnitt ± standardavvik dersom ikke annet er nevnt. Det var 12 menn og 29 kvinner. En independent-sample t-test ble gjennomført for å avgjøre om det var forskjeller i gangdistansen tilbakelagt på gangtesten mellom menn og kvinner. Det var 1 outlier som var større enn 1.5 boks lengder fra enden av sin egen boks. Det ble besluttet å gjennomføre testen til tross for outlieren. Gangdistansen for begge kjønn var normalfordelt vurdert ved Shapiro-Wilks test ($p > .05$) og det var homogeneity av varians vurdert ved Levenes test for equality of variance ($p = .101$). Gangdistansen var større for menn (531 meter ± 71.6 meter) enn for kvinner (471 meter ± 108.1 meter). En ikke statistisk signifikant forskjell på 60 meter (95% CI, -9.3 meter-128.5 meter), $t(39) = 1.751$, $p = .088$.

Innenfor variablene Strike Angle og Lift Off Angle delt på kjønn (menn-kvinner) fremkommer det ikke signifikante forskjeller for verken menn eller kvinner på variabelen for Strike Angle. For menn, $r(10) = ,339$, 95 % CI = $-,292,-,764$, $p = ,281$ og for kvinner, $r(27) = ,283$, 95 % CI = $-,094,-,588$, $p = ,138$.

For variabelen Lift Off Angle er det statistisk signifikante forskjeller for begge kjønn. For menn, $r(10) = ,579$, 95 % CI = ,008-,865, $p = ,049$, og for kvinner $r(27) = ,674$, 95 % CI = ,408-,834, $p < ,001$.

Innenfor variablene for Loading Phase og Pushing Phase stratifisert på kjønn observeres det kun statistiske signifikante forskjeller for kvinner ved variabelen Loading Phase. For menn ingen statistisk signifikans, $r(10) = -,180$, 95 % CI = -,683-,440, $p = ,576$, og for kvinner statistisk signifikans med moderat positiv korrelasjon, $r(27) = ,407$, 95 % CI = ,048-,673, $p = ,028$.

Innenfor variabelen for Pushing Phase observeres statistiske signifikans hos begge kjønn, hos menn sterk positiv korrelasjon, $r(10) = ,876$, 95 % CI = ,584-,962, $p < ,001$. For kvinner sterk positiv korrelasjon, $r(27) = ,745$, 95 % CI = ,521-,873, $p < ,001$. Tabell 4 viser en oppsummert oversikt på korrelasjonen mellom spatiotemporale variabler og gangdistansen stratifisert på kjønn.

Tabell 4: Korrelasjonsanalyse mellom spatiotemporale variabler og gangdistanse stratifisert på kjønn.

Variabel	Pearsons r Menn	95 % CI	Sig	Pearsons r Kvinner	95 % CI	Sig
Strike Angle	,339	-,292-,764	,281	,283	-,094-,588	,138
Lift Off Angle	,579*	,008-,865	,049	,674**	,408-,834	<,001
Loading Phase	-,180	-,683-,440	,576	,407*	,048-,673	,028
Pushing Phase	,867**	,584-,962	<,001	,745**	,521-,873	<,001

*Korrelasjon signifikans på 0.05 nivå (2-tailed)

**Korrelasjon signifikans på 0.01 nivå (2-tailed)

95 % CI = Konfidensintervallet (2-tailed)

Sig = Signifikansnivå

4.3 Multivariate analyser – multiple regresjonsanalyse

4.3.1 Multippel regresjonsanalyse med alle spatiotemporale variablene

Forutsetningene for å gjøre en regresjonsanalyse ble alle møtt og R^2 for hele modellen var 63,7 % med en justert R^2 på 59,7%, dette indikerer en stor effektstørrelse ifølge Cohen, 1988. Strike Angle, Lift Off Angle, Loading Phase og Pushing Phase utgjorde en statistisk signifikant prediksjon av total gangdistanse målt med 6MWT, $F(4, 36) = 15,799$, $p < ,001$. Ved videre inspeksjon av koeffisientene så fremkommer det at kun Pushing Phase er variabelen som best predikerer gangdistanse og den eneste verdien som ikke krysser 0 på 95 % konfidensintervallet for B. I følge Laerd Statistics (2015) kan man vurdere å bruke variablene ut ifra et teoribasert eller datastyrt ståsted. I mitt tilfelle valgte jeg å beholde alle variablene sammen da de utgjør viktige elementer for standfasen i gange, men ved utelatelse av de andre variablene så er R^2 for kun variabelen Pushing Phase på 58,4% med en justert R^2 på 57,3 %. Variabelen utgjorde en statistisk signifikant prediksjon av total gangdistanse målt med 6MWT, $F(1, 39) = 54,641$, $p < ,001$. Resultatene fremheves samlet i tabell 5.

Tabell 5: *Multippel lineær regresjonsmodell for: Lift Off Angle, Strike Angle, Loading Phase og Pushing Phase mot gangdistanse på 6MWT.*

6MWT gangdistanse	B	95% CI for B Nedre grense	95 % CI for B Øvre grense	SE B	β	R^2	ΔR^2
Model						.64	.60
Constant	-187,957	-385,56	9,649	97,434			
Strike Angle	1,631	-4,164	7,427	2,858	,07		
Lift Off Angle	2,492	-1,284	6,269	1,862	,21		
Loading Phase	6,934	-5,132	19,001	5,950	,14		
Pushing Phase	11,141**	4,807	17,475	3,123	,56**		

Model = «Enter» metode i SPSS Statistics; B = unstandardized regression coefficient; CI = confidence interval, SE B = Standard error of the coefficient, β = standardized coefficient, R^2 = coefficient of determination, ΔR^2 = justert R^2

**p < ,001.

5 Diskusjon

5.1 Oppsummering av funnene

Hensikten med denne studien var å undersøke sammenhengen mellom spatiotemporale variabler for standfasen og fraspark opp mot tilbakelagt gangdistanse, målt med en 6 minutters gangtest hos personer med MS. Resultatene fra denne studien viser at både økt ankelfleksjonsvinkel ved fraspark og økt prosentvis andel tilbragt i siste del av standfasen har en sterk sammenheng med tilbakelagt gangdistanse på gangtesten. Ankelfleksjonsvinkel ved hælsett og prosentvis andel tilbragt i landingsfasen har en moderat sammenheng med tilbakelagt gangdistanse på gangtesten. Regresjonsanalysen med alle de inkluderte variablene viser en forklart varians på 59,7 %. Av de inkluderte variablene fremkommer den prosentvise andelen tilbragt i siste del av standfasen som den viktigste, med en justert forklart varians på 57,3 %. Som indikerer at 57,3 % av variasjonen med tilbakelagt gangdistanse på gangtesten kan forklares ved bruk av variabelen Pushing Phase. De stratifiserte subanalysene viser at funnene hadde sterkere korrelasjon for EDSS gruppe ≥ 4 relatert til frasparksfasen. Det er kun signifikante funn for EDSS gruppe < 4 relatert til Pushing Phase. Det observeres ingen store kjønnsforskjeller og utvalgsstørrelsen gjør at dette ikke blir vektlagt i diskusjonskapitlet.

5.2 Sammenheng mellom fraspark og gangfunksjon

Mine funn antyder en sterk sammenheng mellom både ankelfleksjonsvinkelen ved fraspark og stor prosentvis andel tilbragt i siste del av standfasen opp mot tilbakelagt gangdistanse. Begge variablene forteller noe av det samme angående uttrykket for fraspark, men skiller seg fra hverandre på andre områder. Dette ved at ankelfleksjonsvinkelen ved fraspark forteller noe om sluttfasen av frasparket målt i fleksjonsgrader. Prosentvis andel tilbragt i siste del av standfasen involverer det som skjer i hele frasparksfasen, fra starten hvor hælen løfter seg, til slutten hvor foten letter fra underlaget. I dette delkapitlet vil jeg først ta for meg den mest sentrale variabelen med prosentvis tid tilbragt i siste del av standfasen, før jeg avslutter med ankelfleksjonsvinkelen ved frasparket.

Funnene i denne studien kan forklares matematisk ved den høye andelen forklart varians, men også på et teoretisk grunnlag. Den prosentvise andelen tid i siste del av standfasen fremkommer matematisk svært interessant med svært høy forklart varians. I teorikapitlet har jeg redegjort for at personer med MS ofte tilbringer mer tid i dobbelt standfasen som en strategi for å skape mer stabilitet og trygghet (Benedetti et al., 1999). Dette går da på bekostning av fart som skapes av blant annet hofteekstensjon og leggmuskulatur (Shumway-Cook & Woollacott, 2017). Med dette teorigrunnlaget sett opp mot funnene mine, kan man anta at det som fanges opp med bruk av kroppsbårne sensorer med variabelen prosentvis andel tilbragt i siste del av standfasen, skjer som følge av aktive komponenter. Denne informasjonen vil supplere tidligere forskning som blant annet Pau et al. (2015) har sett nærmere på. Deres funn fremheves ved at personer med MS har mer tid i standfase enn svingfase. Hvorpå personer med MS tilbringer i gjennomsnitt 66.62 % andel tilbragt i hele standfasen, sett opp mot friske kontrollpersoner som har 61.56 % andel tilbragt i standfasen. Relevansen til min studie vil være å argumentere for at det ikke er tilstrekkelig å kun ha informasjon om hvor stor prosentvis fordelingen mellom standfase og svingfasen er, men mer spesifikt informasjon om hvilke deler av standfasen som det tilbringes mest prosentvis tid i. Dette er relevant informasjon på bakgrunn av sammenhengen mellom gangdistanse og funksjonsnedsettelse. Personer med MS som går kortere på gangtest har en sterk sammenheng med redusert funksjonsnivå (Goldman et al., 2008). Ved redusert kroppsfunksjon og -struktur på spatiotemporale variabler vil dette med bakgrunn i mine funn ha en sterk sammenheng med gangdistanse på aktivitetsnivå. Redusert evne til gangdistanse har direkte sammenheng med redusert evne til selvstendig deltagelse i samfunnet (Cederberg et al., 2019). Denne informasjon om hvilke deler av standfasen personen med MS tilbringer mest tid i vil være svært gunstig å bruke i en rehabiliteringssetting og klinisk praksis, hvor mål om å forbedre gangfunksjon kan være svært relevant (Baert et al., 2014; Comber et al., 2016).

Det er forsket noe på spesifikke delkomponenter av standfasen hvor personer med MS tilbringer relativt kortere tid i initiale kontaktfasen og mer tid i midtre delen av standfasen sammenlignet med friske kontrollpersoner (Psarakis et al., 2017). En mulig forklaring som forfatterne diskuterer, er redusert passiv bevegelighet i ankelledd sammenlignet med friske

kontrollpersoner. Den reduserte bevegeligheten hadde en moderat korrelasjon med redusert tid i kontaktfasen av gange og en økning av tiden i midtre delen av standfase i gange. Videre påpeker Psarakis et al. (2017) at distansen tilbakelagt på 6MWT er sterk korrelert med de samme parameterne for standfasen. Dermed vil funnene fra Psarakis et al. (2017) forklare noe av det samme som min studie når det kommer til dette med å tilbringe økt tid i midtre del av standfasen. De finner i midlertidig ingen statistisk sammenheng mellom det de omtaler som «% propulsion», som blir definert som «time between heel lift and toe off». Dette fremstår som tilnærmet likt min variabel med prosentvis tid tilbragt i siste del av standfasen. Deres studie inkluderte kun 12 personer med MS, og man kan derfor anta at mine resultater gir sterkere grunnlag for ny informasjon om sammenhengen mellom frasparksfasen og gangdistanse. Det kan tyde på at det som skjer i siste del av standfasen spiller en viktigere rolle enn tidligere antatt.

I min studie kan det tenkes at de personene som gikk lengst også gjør dette som følge av biomekaniske forutsetninger og optimalt kroppslig samspill. For å kunne gå fort stilles det ulike krav til muskulatur i hele den kinetiske kjeden og det kan antas at dette skjer som følge av aktive strategier. Det kan tenkes at det som skjer distalt i ankel og fot spiller en viktig rolle for å generere fart slik at gangdistansen tilbakelagt blir stor. Dette støttes av flere forskere på området som omtaler plantarfleksjon i ankelledd som den kontrollerende faktoren i en gangsyklus (Davies et al., 2015; Jonsdottir et al., 2020). For å skape fremdrift i gange er kraftutviklingen i plantarfleksorene svært relevant. En forbedring av koordinering i ankelledd under fraspark fører til en mer energieffektiv gange og økt ganghastighet (Jonsdottir et al., 2020). Med dette teorigrunnet kan man derfor anta at ved aktive strategier så vil frasparksfasen begynne tidligere hos de deltagerne som gikk lengst på gangtesten og således også kunne objektivt fanges opp ved bruk av kroppsbårne sensorer. Dermed vil variabelen med andel tid tilbragt i siste del av standfasen være et reliabelt mål å benytte i den sammenheng. Målemetoden med kroppsbårne sensorer vil være svært relevant til bruk i klinisk praksis da denne prosentvise andelen av standfasen ikke kan måles på en annen måte like effektivt. Dette kan man forske videre på ved å ta i bruk ulike relevante metoder for å vurdere hva som skiller personer som går sakte og fart i kombinasjon med variabler inkludert i denne studien.

Ved en skade i sentralnervesystemet som medfører en påvirkning av gangfunksjon, vil personer med nevrologiske lidelser ofte redistribuerer de tilgjengelige ressursene over flere ledd for å kompensere av ulike årsaker; redusert muskelstyrke, redusert kraftutvikling, redusert leddutslag (Davies et al., 2015). En vanlig redistribuering er at hoften tar over for ankel som en kompensatorisk strategi. Ved reduksjon av kraften som genereres i ankelledd vil dette påvirke evnen til å opprettholde farten og steglengde. For personer med MS som har en affeksjon som påvirker ankelledd i form av spastisitet, koaktivering, redusert styrke eller lignende kan tenkes at de adopterer en kompensatorisk strategi. Hvorpå hoftestrategi blir den dominerende strategien for å kompensere for det reduserte arbeidet som ankelen skulle generert i form av et fraspark (Davies et al., 2015; Davies et al., 2016). Ved påvirket distale ressurser i ankel/fot vil man være avhengig av andre drivkrefter for å kunne ta et steg, noe som vil påvirke hvilke strategier man benytter seg av.

Det kan derfor argumenteres at farten som skal til for å kunne gå langt på en gangtest må skapes av blant annet aktivitet i plantarfleksorer i ankelledd. Farris og Sawicki (2012) har sett nærmere på hvordan kraftutvikling og samspillet i underekstremitetene påvirkes ved ulike gange og løpshastigheter. Dette ble gjort på en gruppe med friske unge mennesker i midten av 20-årene, men kan gi en pekepinn på hvordan fart og kraftutvikling henger sammen. Ganghastigheter ble satt til å være mellom 0.75 m/s og opp til 2.0 m/s som ved utregning opp mot 6MWT ville tilsvare en total tilbakelagt distanse fra 270m til 720m. I min studie er gangdistansen tett opp til spredningen på gangfart og -distanse i Farris og Sawicki (2012) sin studie. De konkluderer med at forholdet mellom kraftutvikling i ankel, kne og hofte holder seg proporsjonalt og gir ingen store økninger hvor det er særlig kraftutvikling og aktivitet i ankel og hofte som står for mesteparten av funksjonen uavhengig av gangtempo (0.75 m/s og opp til 2.0 m/s). Fremdrift skapes av muskulært arbeid i standfasen som i stor grad er utført av plantarfleksjon i ankelledd og hoftekstensjon. Farris og Sawicki (2012) skriver videre at det i hovedsak ikke skjer store endringer i samspillet mellom ankel, kne og hofte med en fartsøkning, men at det er i hovedsak er økt muskulært bruk i alle kroppsstrukturene proporsjonalt. Dette medfører at det ikke skjer en stor endring i strategi hvor for eksempel et ledd tar over for et annet, men at det dynamiske samspillet er avhengig av hverandre for å skape en større fart (Farris & Sawicki, 2012). Forutsetningene for å skape større fart kan ligge

i samspillet mellom de kroppslige strukturene i hofte og ankel. Ved en skade i sentralnervesystemet som hos personer med MS vil dette kunne påvirke evnen og mulighetene for å generere nok kraft til å gå langt.

Mine funn taler i den retning at det som skjer i ankelledd med prosentvis tid tilbragt i siste del av standfasen er sentralt for å oppnå lengre distanse på gangtesten. Ankelenes funksjon relatert til det å skape fremdrift og fart er godt dokumentert fra flere forfattere. En nevrologisk påvirkning i ankel plantarfleksorer vil være av svært stor betydning for evnen til mobilitet og gange hos både friske og personer med MS (Arpin et al., 2016; Davies et al., 2016; Neptune & Sasaki, 2005; Nogueira et al., 2013). Det kan derfor argumenteres for at viktigheten av optimal ankelfunksjon er helt sentralt for det å generere nok kraft under optimale forutsetninger for å kunne gå fort. I min studie vil derfor det være naturlig å anta at de deltagerne som oppnådde lengst tilbakelagt distanse utnytter samspillet mellom ankel, kne og hofte på en optimal måte. Dette vil da kunne fanges opp ved bruk av kroppsbårne sensorer som et uttrykk for dette samspillet i målt i prosentvis andel tilbragt i siste del av standfasen. På bakgrunn av teoriene på hva som skaper fremdrift så kan man argumentere for at det er helt sentralt i et fysioterapeutisk øyemed å gjøre analyser på helheten, iverksette relevante tiltak og evaluere effekten av tiltakene som er iverksatt.

Evnen til å ha tilstrekkelig mobilitet i ankelledd fremstår som relevant for personer med MS når det kommer til hvor langt man kan gå på en gangtest. Nogueira et al. (2013) fremhever at redusert bevegelsesutslag ved plantarfleksjon i toe-off fasen muligens kan være det første sykdomstegnet på gangmønsteret hos personer med MS. Og en forverring av denne bevegeligheten over tid kan føre til kompensatoriske strategier som økt hoftefleksjon, redusert fart, kortere steg eller kortere tid tilbragt i siste del av standfasen. Personer med MS karakteriseres også med et redusert bevegelsesutslag i ankelledd sammenlignet med friske kontrollpersoner, samt at redusert kraft i frasparket er korrelert med EDSS score (Coca-Tapia et al., 2021; Massot et al., 2021). I min studie fremkommer dette som relevant hvorpå deltagerne som gikk kortest på gangtesten har lavere verdier av ankelfleksjonsvinkel ved fraspark. Med dette utgangspunktet vil man kunne benytte seg av kroppsbårne sensorer til å

evaluere effekten av ulike terapeutiske tiltak som eventuelt tar sikte på å forbedre denne kroppsfunksjon og -strukturen. Dermed har man reliable og pålitelige målemetoder for å vurdere en endring av tiltakene som er iverksatt.

I denne studien tyder det på at selve ankelfleksjonsvinkelen målt ved frasparket ikke er like relevant for personer med EDSS ≤ 3.5 . Dette kan tenkes med bakgrunn i bevarte motoriske funksjoner og at det kroppslige samspillet har bedre forutsetninger for å mestre og utnytte mer av det tilgjengelige motoriske nettverket for å skape høy nok fart til å gå langt. Dette funnet støttes samtidig av at andelen tilbragt i siste del av standfasen fortsatt er sterkt korrelert som kan bety at personer med lavere grad av funksjonsnedsettelse utfører frasparksfasen tilstrekkelig godt for å skape høy fart. Dette støttes i stor grad av Kalron (2015) som finner ingen signifikante forskjeller mellom personer innenfor EDSS ≤ 3.5 . I neste delkapittel vil jeg komme nærmere inn på funnene relatert til det som skjer i den første fasen av steget med den initiale kontakten med underlaget.

5.3 Sammenheng mellom initial kontakt med underlaget og gangfunksjon

Mine funn antyder en moderat sammenheng mellom ankelfleksjonsvinkel ved initial kontakt med underlaget og prosentvis tid tilbragt i første delen av standfasen opp mot tilbakelagt gangdistanse. Som for variablene relatert til frasparksfasen er begge de ovenfornevnte variablene like når det kommer til å fortelle noe av det samme vedrørende uttrykket for hælisset. Samtidig skiller de seg fra hverandre ved at ankelfleksjonsvinkel ved initial kontakt kun er en beskrivelse på kontakten foten har med underlaget, målt i fleksjonsgrader. Den prosentvise andelen tilbragt i første delen av standfasen gir således mer informasjon om det som skjer i hele den initiale kontakten med underlaget.

Som drøftet tidligere i forrige delkapittel samsvarer mine funn med det som Psarakis et al. (2017) finner i sin studie, med at personer med MS hadde en betydelig redusert andel av

standfasen i den initiale fasen av steget målt på en gangtest. En reduksjon av kontaktfase i gange var signifikant korrelert med en redusert tilbakelagt gangdistanse på 6MWT tilsvarende R^2 0.42. Det indikerer forklart varians på 42% av forklaringen på total distanse. I min studie er ikke funnet like sterkt, men med en moderat korrelasjon er det interessant å undersøke videre. Det kan tyde på at for deltagerne i min studie så var elementer relatert til fraspark av mer betydning for gangdistansen enn det som fanges opp i initiale fase av steget. I kombinasjon med et hensiktsmessig fraspark vil en adekvat fotavvikling kunne gjøre forutsetningene for en forbedret klarering av benet gi en tryggere gange og redusere risikoen for fall. Dette avhenger også en koordinert rekruttering av blant annet dorsalfleksorer i ankelledd under svingfasen (Jonsdottir et al., 2020). Forfatterne fremhever at hos de friske kontrollpersonene inntreffer den modulære impulsen tidlig i svingfase av gangsyklusen, mens det for personene med MS skjer i sen standfase. Dette trolig på bakgrunn av redusert evne til kraftgenerering gjennom ankelledd slik at man er avhengig av å aktivere dorsalfleksorene i tidligere fase av frasparket for å forberede kroppen for løftet av benet. Dette for å skape nok høyde av benet for å unngå å treffe ned i underlaget. Årsaken til dette kan være som følge av en strategi for å sikre steget til å unngå et fall.

Mine funn relatert til ankelfleksjonsvinkel ved hælisset og gangdistanse viser en moderat sammenheng. Til tross for at det pekes på at personer med MS karakteriseres med redusert ankelvinkel ved hælisset (Coca-Tapia et al., 2021) har det vært vanskelig å finne studier som ser spesifikt på ankelfleksjonsvinkel ved hælisset i kombinasjon med gjennomgått 6MWT hos personer med MS. Det er redegjort for studier som ser på hele fasen med hælisset tidligere i dette kapitlet, og det finnes studier som ser på effekten av ulike ortoser (McLoughlin et al., 2015). De finner i midlertidig ingen effekt på økt gangdistanse ved å bruke en ortose som assisterer løftet av foten, men påpeker at det kan redusere den fysiologiske kostnaden av å gå samt opprettholde knestyrke og balanse (McLoughlin et al., 2015). Effekten av muskelstyrken til dorsalfleksorene er undersøkt av Mañago et al. (2020) som finner en sterk korrelasjon mellom styrke og distanse tilbakelagt på 6MWT for personer med EDSS <4. Med en moderat korrelasjon mellom ankelfleksjonsvinkel ved hælisset og gangdistanse kan det forstås slik at det er nødvendig å studere dette nærmere. For å avklare om denne sammenhengen er relevant for videre fokus når det kommer til intervensjonstiltak.

5.4 Studiepopulasjonen

Utvalget inkludert kan diskuteres å være et middels antall med totalt 41 inkludere personer med MS. Det var flere kvinner enn menn som deltok, men kjønnsfordelingen var tilnærmet lik med fordelingen blant de som har diagnosen i Norge med et 2.3:1 ratio forhold med overtall av kvinner (Berg-Hansen et al., 2014). Et viktig element i overførbarheten er om utvalget som er undersøkt kan generaliseres til resten av populasjonen innenfor MS. Både med tanke på spredningen med minimum/maksimum av blant annet EDSS score (1-5.5), alder (26-67 år) og tid siden diagnose (1-31 år) kan det diskuteres å være et spredt utvalg. Innenfor sykdomsgradering er 88 % med en RRMS diagnose og 12 % med PPMS diagnose, noe som også er i nærheten av fordelingen på landsbasis i Norge (Berg-Hansen et al., 2014).

5.5 Svakheter og styrker ved studien

Studiepopulasjonen er ikke et tilfeldig utvalg av personer med MS. Deltagerne er henvist til rehabilitering av lokal nevrolog eller fastlege. Rekrutteringen til AutoActive har i stor grad foregått ved at fysioterapeutene har forespurt sine pasienter ved begynnelsen av hvert rehabiliteringsopphold. Dette kan medføre seleksjon med et bekvemmelighetsutvalg ved at de som ble inkludert allerede ønsket å delta. I motsatt retning kan det diskuteres at det ikke spiller noen stor rolle, når formålet med studien er å undersøke sammenhengen mellom variabler for gangfunksjon og gangdistanse innad i MS populasjonen. Samt at MSSH kan argumenteres for å være representativt med deltagere fra alle helseregionene. Størrelsen på materialet gjør at det ikke vil være egnet å gjøre videre subanalyser på EDSS-grupper og kjønn. Slik at funnene i denne oppgaven må sees i lys av det totale utvalget. Derfor er dette også lite vektlagt i diskusjonskapitlet.

Videre er det viktig å påpeke at alle kliniske målingene er et stillbilde av funksjon der og da og kan ikke utelukkende konkluderes til å gjelde alle miljøer eller oppgaver. Gangfunksjon er sammensatt og påvirkes videre av oppgaven, miljøet og settingen aktiviteten skal gjennomføres i. For eksempel kan man anta at det vil være store forskjeller å gjennomføre en test på flatt underlag uten støy og ute på en gruslagt vei. En annen viktig begrensning er at

denne oppgaven reduserer tematikken om gangfunksjon til parametre for standfase og fraspark når det i praksis omfatter svært mange andre faktorer som nødvendigvis spiller inn. Herunder sosiale, miljømessige, personlige og oppgavemessige faktorer. Det vil være helt nødvendig å se funnene av denne oppgaven opp mot andre faktorer som; trygghet til egen kropp, muskulære forutsetninger, sensoriske og kognitive systemer som helt sentrale for selvstendig gangfunksjon når en skal kartlegge gangeevne hos personer med MS.

En styrke i studien AutoActive, som datamaterialet er basert på, er at det er det samme teststedet for samtlige deltagere. Dette medfører like forhold til samtlige deltagerne uten ytre støy. Samtlige deltagere har blitt testet under like forhold med lys, temperatur og lyd. Prosedyren for gjennomføring av testing er gjennomgått av alle testere, men det er alltid en risiko for at testprosedyren ikke blir gjort helt likt. Det kan midlertidig ikke utelukkes at en deltager ikke har gått så raskt man klarer på 6MWT, slik at en reelt tilbakelagt gangdistanse muligens kunne vært annerledes. Det må også påpekes at gjennomføringen av 6MWT var til slutt av testbatteriet, det anslås at hver deltager gjennomførte gangtesten etter omtrent 20-30 min med andre tester som kan påvirke funksjonsnivået hos noen av deltagerne. En annen viktig styrke er at deltagerne uavhengig skulle ha gjennomført en gangtest i tråd med kartleggingsregimet på fysioterapiavdelingen, slik at ved å ta i bruk kroppsbårne sensorer har man mulighet for å anskaffe ytterligere informasjon om gangfunksjon utover totale antall meter tilbakelagt.

5.5.1 Design og analysediskusjon

I et tverrsnittstudie hvor den avhengige og uavhengige variabelen er samlet inn på samme tid omtales dette som et retrospektiv design (Polit & Beck, 2020). Hensikten med denne studien var å se på korrelasjonen og sammenhengen mellom spatiotemporale parametre for standfasen og gangdistanse tilbakelagt på en 6 minutters gangtest. Det kan ikke fastslås at resultatene i denne studien er hele årsaken til gangdistansen, det kreves midlertidig mer forskning for å kunne undersøke den sammensatte årsaken til tilbakelagt gangdistanse. Det er fordeler og ulemper med korrelasjonsstudier som Polit og Beck (2020) tar for seg. Ulempene er blant annet den manglende muligheten til å fastslå den kausale interaksjonen, det kan være flere

medvirkende årsaker til at det man har observert er tilfelle. Testingen i studiet har foregått i et miljø man muligens ikke utsettes for i hverdagen og resultatene kan påvirkes i den ene eller andre retningen av dette. Det å vurdere hva som fører til hva er vanskelig å fastslå med 100 % sikkerhet, er det slik at personene i min studie gikk lenger på bakgrunn av funnene med økt tid i Pushing Phase? Er det andre faktorer som spiller inn? Således må man vurdere resultatene som foreløpige resultater som krever mer forskning (Polit & Beck, 2020). Styrkene ved en slik et slikt studiedesign er blant annet muligheten til å samle store mengder data om et ønsket område. Korrelasjonsstudier er et viktig ledd i forskning da flere elementer ikke kan undersøkes på andre måter, samt at det er et viktig steg i en begynnende forståelse av årsakssammenheng (Polit & Beck, 2020).

I de primære analysene var variablene Foot Flat Phase og Pushing Phase multikollinære og derfor valgte jeg å følge det Laerd Statistics (2015) anbefaler å gjøre med å ekskludere den ene variabelen fra analysen. Hvilken variabel man utelater kan gjøres på et teoretisk grunnlag og med bakgrunn i tematikken om fraspark så var det naturlig å inkludere den variabelen som forteller mest om aktiv/passiv bruk av fraspark. Variabelen Foot Flat Phase er naturligvis nyttig å diskutere som en del av resultatet. Disse to variablene hadde nesten tilnærmet et lineært forhold med hverandre, hvorpå en økning i den ene variabelen gav en reduksjon i den andre variabelen. Sik at funne i denne studien kan sees på med motsatt fokus hvor de som gikk kortest tilbragt mest tid i midtre del av standfasen. Etter at variabelen Foot Flat Phase ble utelatt gjorde jeg alle analysene og forutsetninger for korrelasjon og regresjon på nytt slik at funnene som er presentert er på bakgrunn av dette.

En annen diskusjon var hvorvidt jeg skulle inkludert både høyre og venstre av stegene uten å slå sidene sammen. Det ble bestemt innledningsvis at for oppgavens tematikk hvor hensikten var å se på gangfunksjon opp mot gangdistanse så ble det vurdert å se på helheten i gangfunksjon. Da i denne omgang ble vurdert å ikke ha fokus på mest og minst affiserte side, siden dette ikke var noe som ble systematisk gjort i innsamling av data. Ved en senere anledning hadde det vært ønskelig å etablere sikre data på hvilket ben som deltageren opplevde som mest og minst affiserte for å se nærmere på sammenhengen mellom

gangvariablene og minst/mest affiserte side. Alternativt vurdere å gjøre analysen med utgangspunkt i et av beina, men ved inspeksjon av datamaterialet var det tydelig at det var store forskjeller mellom beina for flere deltagere og at det ikke var nødvendigvis sammenfalt om det var høyre eller venstre side som var mest affisert.

5.5.2 Forskerrollen

Jeg har fått tatt del i hele prosessen med starten til slutt med pilotprosjektet hvor vi først etablerte rutiner, protokoller, testprosedyrer med formål om å skape et best mulig prosjekt. Det å få ta del i prosessen fra start kan være en fordel og ulempe ved at man får innsikt i både innsamling av data og analyse. Dette kan også være med på å farge mitt ståsted som fysioterapeut og forsker hvor erfaringene og mine synspunkter vil påvirke den videre forskerprosessen. Jeg har fått tatt del i hele forskningsprosessen med diskusjon av pilotutprøving, innsamling av data i alle fasene, konsortiummøter, diskusjon av videre analyser og arbeid med denne oppgaven. Som ansatt på rehabiliteringsinstitusjonen hvor testene har blitt utført har jeg fått en særegen posisjon i min hverdag som fysioterapeut og som forsker. Viktigheten av å knytte forskning opp mot klinikk er noe som jeg har latt meg fascinere av og som gir grobunn for videre arbeid.

5.5.3 Gangtesten og utstyret

En ekspertgruppe bestående av flere sentrale forskere innfor MS-forskning, gjennomførte i 2020 en ekspertstudie med fokus på undersøkelse av gangfunksjon og rehabiliteringstilnæringer. De fremhever blant annet evnen til kroppsbårne sensorer til å fange opp ulike parametre på en rask og reliabel måte når det kommer til asymmetrier og endringer i gangmønsteret, selv de parameterne som det ikke fanges opp i kliniske gangtester (Soler et al., 2020). I teorikapitlet er flere artikler fremhevet hvor på nyttigheten av kroppsbårne sensorer er redegjort for. I denne oppgaven har utstyret vært helt sentralt for generering av data som har vært til gjenstand for analyse, og sentralt i all kvantitativ forskning er å redegjøre for om resultatene er til å stole på. Dette ved å undersøke utstyret og gangtestens validitet og reliabilitet.

I all hovedsak så går 6MWT ut på å gå så langt man klarer på 6 minutter. I en metaanalyse av Cederberg et al. (2019) er 6MWT gjengitt med fire forskjellige utgangspunkt og variasjoner: 1. Instruksjonen kan variere fra å gå så fort og langt man kan til det å gå i eget tempo. 2. Om man får instruksjoner/oppmuntring underveis. 3. Settingen på underlaget; om det er en kontinuerlig lengde eller en strak bane med 180° vending, da med varierende lengde på banen. 4. Hvordan måles antall meter; enten objektivt med utstyr eller manuelt ved menneskelig telling. Det er således viktig å redegjøre for utførelsen slik at den kliniske relevansen og overførbarheten er tydelig. Dersom det er store avvik i gjennomføringen av gangtesten fra det som forsket på tidligere vil dette kunne påvirke resultatene. Instruksjonen i denne studien var som nevnt å gå så fort man klarer på 6 minutter, men det kan aldri garanteres at deltagerne har gått så fort de kan av ulike årsaker.

Utstyret, som i dette prosjektet er sensorteknologi Physilog 5[®]. Disse sensorene har blitt brukt tidligere i forskning på friske og ortopediske pasienter (Mariani et al., 2012), yngre og eldre (Mariani et al., 2010) og personer med Parkinsons sykdom (Mariani et al., 2013). Systemet er teknisk validert og kan bli brukt i kliniske evalueringer. Variablene gir et lovende perspektiv på ganganalyse, særlig for vurderingen mellom Loading Phase, Pushing Phase og Foot Flat Phase. Systemet er godt egnet for de spatiotemporale variablene for både friske og personer med gangutfordringer (Mariani et al., 2012).

5.6 Relevans for fysioterapi og kliniske implikasjoner

Evaluering av gangfunksjon utføres i vanlig praksis med en kombinasjon av klinisk subjektiv ganganalyse og bruk av standardiserte tester (Bassøe Gjelsvik & Syre, 2016). Kroppsbårne sensorer kan tilby en ytterligere metode for å kvantifisere gangfunksjon og bidra til en mer objektiv kartlegging og evaluering av gangfunksjon. Det kan bidra til å følge opp ulike fysioterapeutiske tiltak ved å se på endring av valgte gangparametre og med bakgrunn i funnene fra denne studien vil for eksempel fordelingen mellom prosentvis tid tilbragt i de ulike fasene av standfasen være sentralt. Mindre forandringer kan fanges opp på et tidligere

stadium av sykdomsforløpet og bruken av kroppsbårne sensorer kan gjøre det enklere for pasienten og terapeuten å iverksette relevante tiltak tidligere.

Bakgrunnen for analyse og fysioterapeutisk undersøkelse ligger i relevans til behandling med mål om funksjonsforbedring. Klinisk analyse og kartlegging er helt sentralt for å vurdere hvilke elementer som påvirker hverandre, og hva som er relevante fokusområder i behandling (Bassøe Gjelsvik & Syre, 2016). Jonsdottir et al. (2020), har i sin studie beskrevet de ulike muskelsynergiene med fraspark og bakkeklarering hvor de har utforsket effekten av rehabilitering med mål om å forbedre gange og balanse hos personer med MS. Deres fokus med intensiv trening på tredemølle førte til en fartsøkning på 33 % fra baseline som følge av et forbedret fraspark med den maksimale kraften som utvikles i ankelledd. De påpeker også en forbedret nevro-motorisk organisering i sentralnervesystemet som følge av treningsintervensjonen. En forbedret koordinering av ankelleddet i frasparksfasen leder til en mer energieffektiv gange, økt fart og muliggjøre deltagelse i hverdagsaktivitet i samfunnet (Jonsdottir et al., 2020). Med bakgrunn i funnene i denne oppgaven kan det trekkes paralleller til at det som skjer distalt i ankelledd, har en sterk sammenheng mellom kroppsstrukturene i de spatiotemporale variablene og gangdistanse. Denne sammenheng vil således være relevant for evnen til selvstendig deltagelse i samfunnet sett i et ICF-perspektiv.

Uttrykket for fraspark målt både ved ankelfleksjonsvinkel og prosentvis andel tilbragt i siste del av standfasen fremstår svært relevant for evnen til å gå langt på en gangtest.

Sensorteknologi kan spille en viktig rolle i den moderne måten å utøve faget fysioterapi på. Både når det kommer til kartlegging og evaluering av ulike terapeutiske behandlingsmetoder. Et verktøy som supplerer undersøkelsesmetoden til fysioterapeuten og gir en objektiv og presis måling på parametre som påvirker gangfunksjon. Med den kunnskapen om kroppslig bevegelsesmønster kan man videre bruke dette interaktivt med pasienter i behandling som en del av motivasjon og læring om egen kropp. Dette vil være nyttig både for terapeuten og pasienten som da kan få en annen innsikt i hvordan gangfunksjon og det kroppslige samspillet fungerer. På sikt vil dette være interessant å studere nærmere for å vurdere effekten av en slik interaksjon og innvirkning på motivasjon og engasjement i behandling. Kalron (2015)

beskriver at det kliniske utbyttet av å redusere uønsket variasjon i gangfunksjon vil være positivt innvirkende for personer med MS. En av måtene å gjøre dette effektiv og uten laboratoriesetting er å benytte kroppsbårne sensorer i kombinasjon med egen klinisk praksis. Dette kan være svært relevant i kliniske settinger fra de pasientene uten observerbare forskjeller til kvantitativ og kvalitativ måling av effekt etter endt intervensjonsbehandling.

6 Konklusjon

Denne studien hadde til hensikt å studere sammenhengen mellom parametre for standfase og fraspark opp mot tilbakelagt gangdistanse målt med en gangtest. Personer med MS har reduserte spatiotemporale parametre og viser allerede ved første kliniske sykdomstegn statistisk signifikante forskjeller fra friske kontrollpersoner. Gangfunksjon vurdert med 6MWT og kroppsbårne sensorer gir klinikeren en bred og objektiv måling på parametre for gangfunksjon. I denne studien fremkommer de spatiotemporale variablene for fraspark som svært sentralt for hvor langt man går på 6 minutters gangtest, dette uavhengig av kjønn og EDSS gruppescore. Uttrykket for fraspark diskuteres til å være en kombinasjon av aktive ressurser distalt, med et godt fungerende kroppslig samspill proksimalt for å skape høy fart. Om dette kun er et uttrykk for posisjonen foten og benet innehar, eller er en aktiv komponent kan undersøkes videre med bruk av andre metoder for å fange opp sammenhengen. Det konkluderes på bakgrunn av funnene i denne studien at sammenhengen mellom prosentvis andel tilbragt i siste del av standfasen og gangdistanse er svært relevant. Mulighetene for å integrere konkrete ICF-rettede målinger relatert til kroppsfunksjon og -struktur kan være svært interessant i klinisk sammenheng for både terapeut og pasient. Kroppsbårne sensorer i kombinasjon med validerte standardiserte tester, skaper bedre forutsetninger for objektiv evaluering av ulike intervensjonstiltak. Dette vil være svært relevant sett i klinisk sammenheng.

7 Referanseliste

- Allard, P., Leteneur, S., Watelain, É. & Begon, M. (2017). Urban legends in gait analysis. *Movement and Sports Sciences - Science et Motricite*, 98, 5–11.
<https://doi.org/10.1051/sm/2017003>
- Amatya, B., Khan, F. & Galea, M. (2019). Rehabilitation for people with multiple sclerosis: An overview of Cochrane Reviews. *Cochrane database of systematic reviews*.
<https://doi.org/10.1002/14651858.CD012732.pub2>
- Arpin, D. J., Davies, B. L. & Kurz, M. J. (2016). Multiple sclerosis influences the precision of the ankle plantarflexion muscular force production. *Gait Posture*, 45, 170-174.
<https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2016.02.001>
- Baert, I., Freeman, J., Smedal, T., Dalgas, U., Romberg, A., Kalron, A., Conyers, H., Elorriaga, I., Gebara, B., Gumse, J., Heric, A., Jensen, E., Jones, K., Knuts, K., Maertens de Noordhout, B., Martic, A., Normann, B., Eijnde, B. O., Rasova, K., Santoyo Medina, C., Truyens, V., Wens, I. & Feys, P. (2014). Responsiveness and clinically meaningful improvement, according to disability level, of five walking measures after rehabilitation in multiple sclerosis: A european multicenter study. *Neurorehabilitation and Neural Repair*, 28(7), 621-631.
<https://doi.org/10.1177/1545968314521010>
- Bassøe Gjelsvik, B. E. & Syre, L. (2016). *The Bobath concept in adult neurology*. Thieme Medical Publishers, Incorporated.
- Benedetti, M. G., Piperno, R., Simoncini, L., Bonato, P., Tonini, A. & Giannini, S. (1999). Gait abnormalities in minimally impaired multiple sclerosis patients. *Multiple Sclerosis*, 5(5), 363-368. <https://doi.org/10.1177/135245859900500510>
- Bennett, S. E., Bromley, L. E., Fisher, N. M., Tomita, M. R. & Niewczyk, P. (2017). Validity and reliability of four clinical gait measures in patients with multiple sclerosis. *International Journal of MS Care*, 19(5), 247-252. <https://doi.org/10.7224/1537-2073.2015-006>

- Berg-Hansen, P., Moen, S. M., Austeng, A., Gonzales, V., Klyve, T. D., Negård, H., Seeberg, T. M., Celius, E. G. & Meyer, F. (2022). Sensor-based gait analyses of the six-minute walk test identify qualitative improvement in gait parameters of people with multiple sclerosis after rehabilitation. *Journal of Neurology*.
<https://doi.org/https://doi.org/10.1007/s00415-022-10998-z>
- Berg-Hansen, P., Moen, S. M., Harbo, H. F. & Celius, E. G. (2014). High prevalence and no latitude gradient of multiple sclerosis in Norway. *Multiple Sclerosis*, 20(13), 1780-1782. <https://doi.org/10.1177/1352458514525871>
- Bjørndal, A. & Hofoss, D. (2004). *Statistikk for helse- og sosialfagene* (2. utg.). Gyldendal akademisk.
- Bjørnnes, A. K. & Gjevjon, E. R. (2019). Kvalitet i kvantitativ metode – et innblikk. *Sykepleien Forskning*, (14), Artikkel e-78806.
<https://doi.org/10.4220/Sykepleienf.2019.78806>
- Brichetto, G., Pedullà, L., Podda, J. & Tacchino, A. (2019). Beyond center-based testing: Understanding and improving functioning with wearable technology in MS. *Multiple Sclerosis Journal*, 25(10), 1402-1411. <https://doi.org/10.1177/1352458519857075>
- Brodal, P. (2013). *Sentralnervesystemet* (5. utg.). Universitetsforlaget.
- Brottveit, G. & Del Busso, L. (2018). *Vitenskapsteori og kvalitative forskningsmetoder : om å arbeide forskningsrelatert*. Gyldendal akademisk.
- Cameron, M. H. & Wagner, J. M. (2011). Gait abnormalities in multiple sclerosis: Pathogenesis, evaluation, and advances in treatment. *Current Neurology and Neuroscience Reports*, 11(5), 507-515. <https://doi.org/10.1007/s11910-011-0214-y>
- Carr, J. H. & Shepherd, R. B. (2010). *Neurological rehabilitation : optimizing motor performance* (2. utg.). Churchill Livingstone Elsevier.
- Cederberg, K. L. J., Sikes, E. M., Bartolucci, A. A. & Motl, R. W. (2019). Walking endurance in multiple sclerosis: Meta-analysis of six-minute walk test performance. *Gait Posture*, 73, 147-153. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2019.07.125>
- Coca-Tapia, M., Cuesta-Gómez, A., Molina-Rueda, F. & Carratalá-Tejada, M. (2021). Gait pattern in people with multiple sclerosis: A systematic review. *Diagnostics (Basel)*, 11(4), 584. <https://doi.org/10.3390/diagnostics11040584>
- Cohen, J. (1988). *Statistical power analysis for the behavioral sciences* (2. utg.). Laurence Erlbaum.

- Comber, L. B., Galvin, R. P. & Coote, S. P. (2016). Gait deficits in people with multiple sclerosis: A systematic review and meta-analysis. *Gait Posture*, *51*, 25-35.
<https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2016.09.026>
- Dalgas, U., Langeskov-Christensen, M., Stenager, E., Riemenschneider, M. & Hvid, L. G. (2019). Exercise as medicine in multiple sclerosis - Time for a paradigm shift: preventive, symptomatic, and disease-modifying aspects and perspectives. *Current Neurology and Neuroscience Reports*, *19*(11), 1-12. <https://doi.org/10.1007/s11910-019-1002-3>
- Davies, B. L., Arpin, D. J., Volkman, K. G., Corr, B., Reelfs, H., Harbourne, R. T., Healey, K., Zabad, R. & Kurz, M. J. (2015). Neurorehabilitation strategies focusing on ankle control improve mobility and posture in persons with multiple sclerosis. *Journal of Neurologic Physical Therapy*, *39*(4), 225-232.
<https://doi.org/10.1097/NPT.000000000000100>
- Davies, B. L., Hoffman, R. M. & Kurz, M. J. (2016). Individuals with multiple sclerosis redistribute positive mechanical work from the ankle to the hip during walking. *Gait Posture*, *49*, 329-333. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2016.07.267>
- Decavel, P., Moulin, T. & Sagawa, Y. (2019). Gait tests in multiple sclerosis: Reliability and cut-off values. *Gait Posture*, *67*, 37-42. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2018.09.020>
- Drageset, S. & Ellingsen, S. (2009). Forståelse av kvantitativ helseforskning - en introduksjon og oversikt. *Nordisk Tidsskrift for Helseforskning*, *5*(2), 100.
<https://doi.org/10.7557/14.244>
- Farris, D. J. & Sawicki, G. S. (2012). The mechanics and energetics of human walking and running: a joint level perspective. *Journal of The Royal Society Interface*, *9*(66), 110-118. <https://doi.org/10.1098/rsif.2011.0182>
- Filippi, M., Bar-Or, A., Piehl, F., Preziosa, P., Solari, A., Vukusic, S. & Rocca, M. A. (2018). Multiple sclerosis. *Nature Reviews Disease Primers*, *4*(1), 43.
<https://doi.org/10.1038/s41572-018-0041-4>
- Frechette, M. L., Meyer, B. M., Tulipani, L. J., Gurchiek, R. D., McGinnis, R. S. & Sosnoff, J. J. (2019). Next steps in wearable technology and community ambulation in multiple sclerosis. *Current Neurology and Neuroscience Reports*, *19*(10), 1-10.
<https://doi.org/10.1007/s11910-019-0997-9>

- GaitUp. (2019). *PhysiGait Lab user manual*. Gait Up SA. https://clinical.gaitup.com/wp-content/uploads/2019/10/PhysiGaitLab_User_Manual_v131.pdf
- Goldman, M., Marrie, R. & Cohen, J. (2008). Evaluation of the six-minute walk in multiple sclerosis subjects and healthy controls. *Multiple Sclerosis*, 14(3), 383-390. <https://doi.org/10.1177/1352458507082607>
- Helseth, E., Rootwelt, T. & Harbo, H.-C. F. (2019). *Nevrologi og nevrokirurgi : fra barn til voksen* (7. utg.). Fagbokforlaget.
- Johannessen, A. (2009). *Introduksjon til SPSS : versjon 17* (4. utg.). Abstrakt forlag.
- Johannessen, A., Christoffersen, L. & Tufte, P. A. (2016). *Introduksjon til samfunnsvitenskapelig metode* (5. utg.). Abstrakt forlag.
- Jonsdottir, J., Lencioni, T., Gervasoni, E., Crippa, A., Anastasi, D., Carpinella, I., Rovaris, M., Cattaneo, D. & Ferrarin, M. (2020). Improved gait of persons with multiple sclerosis after rehabilitation: Effects on lower limb muscle synergies, push-off, and toe-clearance. *Frontiers in Neurology*, 11, 668-668. <https://doi.org/10.3389/fneur.2020.00668>
- Kalron, A. (2015). Gait variability across the disability spectrum in people with multiple sclerosis. *Journal of the Neurological Sciences*, 361, 1-6. <https://doi.org/10.1016/j.jns.2015.12.012>
- Kelleher, K. J., Spence, W., Solomonidis, S. & Apatsidis, D. (2009). Ambulatory rehabilitation in multiple sclerosis. *Disability and Rehabilitation*, 31(20), 1625-1632. <https://doi.org/10.1080/09638280902751931>
- Kempen, J. C. E., Doorenbosch, C. A. M., Knol, D. L., de Groot, V. & Beckerman, H. (2016). Newly identified gait patterns in patients with multiple sclerosis may be related to push-off quality. *Physical therapy*, 96(11), 1744-1752. <https://doi.org/10.2522/ptj.20150508>
- Kurtzke, J. F. (2015). On the origin of EDSS. *Multiple Sclerosis and Related Disorders*, 4(2), 95-103. <https://doi.org/10.1016/j.msard.2015.02.003>
- Laerd Statistics. (2015). *Statistical tutorials and software guides*. <https://statistics.laerd.com/>
- Learmonth, Y. C., Dlugonski, D. D., Pilutti, L. A., Sandroff, B. M. & Motl, R. W. (2013). The reliability, precision and clinically meaningful change of walking assessments in multiple sclerosis. *Multiple Sclerosis*, 19(13), 1784-1791. <https://doi.org/10.1177/1352458513483890>

- Liparoti, M., Della Corte, M., Rucco, R., Sorrentino, P., Sparaco, M., Capuano, R., Minino, R., Lavorgna, L., Agosti, V., Sorrentino, G. & Bonavita, S. (2019). Gait abnormalities in minimally disabled people with multiple sclerosis: A 3D-motion analysis study. *Multiple Sclerosis and Related Disorders*, 29, 100-107. <https://doi.org/10.1016/j.msard.2019.01.028>
- Lizrova Preiningerova, J., Novotna, K., Ruzs, J., Sucha, L., Ruzicka, E. & Havrdova, E. (2015). Spatial and temporal characteristics of gait as outcome measures in multiple sclerosis (EDSS 0 to 6.5). *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*, 12(1), 14-14. <https://doi.org/10.1186/s12984-015-0001-0>
- Mañago, M. M., Callesen, J., Dalgas, U., Kittelson, J. & Schenkman, M. (2020). Does disability level impact the relationship of muscle strength to walking performance in people with multiple sclerosis? A cross-sectional analysis. *Multiple Sclerosis and Related Disorders*, 42, 102052. <https://doi.org/10.1016/j.msard.2020.102052>
- Mañago, M. M., Hebert, J. R., Kittelson, J. & Schenkman, M. (2018). Contributions of ankle, knee, hip, and trunk muscle function to gait performance in people with multiple sclerosis: A cross-sectional analysis. *Physical therapy*, 98(7), 595-604. <https://doi.org/10.1093/ptj/pzy048>
- Mariani, B., Hoskovec, C., Rochat, S., Büla, C., Penders, J. & Aminian, K. (2010). 3D gait assessment in young and elderly subjects using foot-worn inertial sensors. *Journal of Biomechanics*, 43(15), 2999-3006. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2010.07.003>
- Mariani, B., Jiménez, M. C., Vingerhoets, F. J. G. & Aminian, K. (2013). On-shoe wearable sensors for gait and turning assessment of patients with parkinson's disease. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 60(1), 155-158. <https://doi.org/10.1109/TBME.2012.2227317>
- Mariani, B., Rouhani, H., Crevoisier, X. & Aminian, K. (2012). Quantitative estimation of foot-flat and stance phase of gait using foot-worn inertial sensors. *Gait Posture*, 37(2), 229-234. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2012.07.012>
- Massot, C., Guyot, M.-A., Donze, C., Simoneau, E., Gillet, C. & Leteneur, S. (2021). Ankle dysfunction in multiple sclerosis and the effects on walking. *Disability and Rehabilitation*, 43(17), 2454-2463. <https://doi.org/10.1080/09638288.2019.1702726>

- McLoughlin, J. V., Lord, S. R., Barr, C. J., Crotty, M. & Sturnieks, D. L. (2015). Dorsiflexion assist orthosis reduces the physiological cost and mitigates deterioration in strength and balance associated with walking in people with multiple sclerosis. *Archives of physical medicine and rehabilitation*, 96(2), 226-232.e221.
<https://doi.org/10.1016/j.apmr.2014.09.005>
- Neptune, R. R. & Sasaki, K. (2005). Ankle plantar flexor force production is an important determinant of the preferred walk-to-run transition speed. *The Journal of Experimental Biology*, 208(Pt 5), 799-808. <https://doi.org/10.1242/jeb.01435>
- Nogueira, L. A. C., Teixeira, L., Sabino, P., Filho, H. A., Alvarenga, R. M. P. & Thuler, L. C. (2013). Gait characteristics of multiple sclerosis patients in the absence of clinical disability. *Disability and Rehabilitation*, 35(17), 1472-1478.
<https://doi.org/10.3109/09638288.2012.738760>
- Pau, M., Caggiari, S., Mura, A., Corona, F., Leban, B., Coghe, G., Loreface, L., Marrosu, M. G. & Cocco, E. (2016). Clinical assessment of gait in individuals with multiple sclerosis using wearable inertial sensors: Comparison with patient-based measure. *Multiple Sclerosis and Related Disorders*, 10, 187-191.
<https://doi.org/10.1016/j.msard.2016.10.007>
- Pau, M., Coghe, G., Corona, F., Marrosu, M. G. & Cocco, E. (2015). Effect of spasticity on kinematics of gait and muscular activation in people with multiple sclerosis. *Journal of the Neurological Sciences*, 358(1), 339-344.
<https://doi.org/10.1016/j.jns.2015.09.352>
- Pilutti, L. A., Dlugonski, D., Sandroff, B. M., Suh, Y., Pula, J. H., Sosnoff, J. J. & Motl, R. W. (2013). Gait and six-minute walk performance in persons with multiple sclerosis. *Journal of the Neurological Sciences*, 334(1), 72-76.
<https://doi.org/10.1016/j.jns.2013.07.2511>
- Polit, D. F. & Beck, C. T. (2020). *Nursing research : generating and assessing evidence for nursing practice* (11. utg.). Lippincott Williams & Wilkins.
- Pripp, A. H. (2018). Pearsons eller Spearman's korrelasjonskoeffisienter. *Tidsskrift for Den norske legeförening*. <https://doi.org/10.4045/tidsskr.18.0042>

- Psarakis, M., Greene, D., Moresi, M., Baker, M., Stubbs, P., Brodie, M., Lord, S. & Hoang, P. (2017). Impaired heel to toe progression during gait is related to reduced ankle range of motion in people with multiple sclerosis. *Clinical Biomechanics*, 49, 96-100. <https://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2017.08.012>
- Scalzitti, D. A., Harwood, K. J., Maring, J. R., Leach, S. J., Ruckert, E. A. & Costello, E. (2018). Validation of the 2-Minute Walk Test with the 6-Minute Walk Test and other functional measures in persons with multiple sclerosis. *International Journal of MS Care*, 20(4), 158-163. <https://doi.org/10.7224/1537-2073.2017-046>
- Shanahan, C. J., Boonstra, F. M. C., Cofré Lizama, L. E., Strik, M., Moffat, B. A., Khan, F., Kilpatrick, T. J., van der Walt, A., Galea, M. P. & Kolbe, S. C. (2018). Technologies for advanced gait and balance assessments in people with multiple sclerosis. *Frontiers in Neurology*, 8, 708-708. <https://doi.org/10.3389/fneur.2017.00708>
- Shumway-Cook, A. & Woollacott, M. H. (2017). *Motor control : translating research into clinical practice* (5. utg.). Wolters Kluwer.
- Simonsen, C. S. (2022). *The contemporary multiple sclerosis patient - Aspects of phenotyping, diagnosing and treating multiple sclerosis* [Doktorgradsavhandling, University of Oslo].
- SINTEF. (u.å). *Tools and methods for autonomous analysis of human activities from wearable device sensor data*. <https://www.sintef.no/projectweb/autoactive/>
- Soler, B., Ramari, C., Valet, M., Dalgas, U. & Feys, P. (2020). Clinical assessment, management, and rehabilitation of walking impairment in MS: An expert review. *Expert Review of Neurotherapeutics*. <https://doi.org/10.1080/14737175.2020.1801425>
- Storm, F. A., Cesareo, A., Reni, G. & Biffi, E. (2020). Wearable inertial sensors to assess gait during the 6-Minute Walk Test: A systematic review. *Sensors (Basel)*, 20(9), 2660. <https://doi.org/10.3390/s20092660>
- Thornquist, E. (2018). *Vitenskapsfilosofi og vitenskapsteori: for helsefag* (2. utg.). Fagbokforlaget.
- Vienne-Jumeau, A., Quijoux, F., Vidal, P.-P. & Ricard, D. (2019). Value of gait analysis for measuring disease severity using inertial sensors in patients with multiple sclerosis: protocol for a systematic review and meta-analysis. *Systematic Reviews*, 8(1), 15-15. <https://doi.org/10.1186/s13643-018-0918-z>

- Vienne-Jumeau, A., Quijoux, F., Vidal, P.-P. & Ricard, D. (2020). Wearable inertial sensors provide reliable biomarkers of disease severity in multiple sclerosis: A systematic review and meta-analysis. *Annals of Physical and Rehabilitation Medicine*, 63(2), 138-147. <https://doi.org/10.1016/j.rehab.2019.07.004>
- Wifstad, Å. (2019). Vitenskapsteori. *Sykepleien Forskning*, Artikkel e-78763. <https://doi.org/10.4220/Sykepleienf.2019.78763>
- World Health Organization, KITH & Norge Sosial- og, h. (2006). *ICF : Internasjonal klassifisering av funksjon, funksjonshemming og helse* (KITH, Overs.; 2. . utg.). Sosial- og helsedirektoratet. <https://www.ehelse.no/kodeverk/icf-internasjonalklassifisering-av-funksjon-funksjonshemming-og-helse> (Opprinnelig utgitt 2001)

Vedlegg 1 – Samtykkeskjema AutoActive



UiO

FORESPØRSEL OM DELTAKELSE I FORSKNINGSPROSJEKTET

AutoActive – bruk av bærbare sensorer til måling av fysisk funksjon og registrering av aktivitet over tid.

Dette er et spørsmål til deg om å delta i et forskningsprosjekt for å undersøke nytten av bærbare sensorer for måling av fysisk aktivitet i oppfølgingen av personer med multipel sklerose. Du kan også ha bli bedt om å delta som frisk kontrollperson. Ansvarlig for prosjektet er Oslo Universitetssykehus i samarbeid med MS-Senteret Hakadal, SINTEF, Olympiatoppen, Universitetet i Oslo og NTNU. Bærbare sensorer brukes i dag til måling av aktivitet og bevegelsesutslag hos toppidrettsutøvere. I dette prosjektet skal man se på nye metoder for å kombinere data fra ulike sensorer for å kunne si mer om bevegelsesmønstre og funksjon. Kunnskapen vi erverver i studiene av toppidrettsutøverne vil vi benytte i undersøkelse av fysisk funksjon og oppfølging av pasienter med multipel sklerose (MS).

HVA INNEBÆRER PROSJEKTET?

Som deltaker i prosjektet vil du få plassert ulike sensorer rundt på kroppen som måler bevegelser i flere plan og hjerterytme. Mens du har disse sensorene på kroppen vil det gjøres standard nevrologiske undersøkelser som balansetester, måling av gangdistanse og hastighet (f.eks. 25-fots gangtest, 2 minutters gangtest) og håndfunksjon (9-hole PEG-test). Vi gjør filmopptak av nedre del av kroppen som hjelp til analysen. Du vil derfor ikke kunne gjenkjennes på opptaket. Det kan også være aktuelt å gå med bærbare sensorer som registrerer puls og bevegelser over flere dager for å registrere den fysiske aktiviteten over tid. Data fra disse sensorene og filmopptak vil bli overført elektronisk til en PC og analysert videre i samarbeid med SINTEF og Universitetet i Oslo. Du vil også bli spurt om å fylle ut et spørreskjema om fysisk aktivitet. Vi spør også om tillatelse til å ta blodprøver av deg for måling av neurofilament som vi skal undersøke om kan gi informasjon om skade på nerveceller i hjernen.

For deg som har MS vi disse undersøkelsene så langt mulig bli gjort samtidig med rutinekontroller på poliklinikken, ved innleggelse på sykehuset eller under rehabiliteringsopphold. Disse undersøkelsene vil likevel ta noe mer tid enn den rutinemessige oppfølgingen. I prosjektet ønsker vi også å innhente opplysninger om deg og din sykdom som ligger i elektronisk pasientjournal, slik som alder og kjønn, hvilke symptomer du har hatt, når de oppstod, når du fikk diagnosen MS og hvilken behandling du eventuelt har mottatt. Vi ber også om tillatelse til å koble opplysningene om fysisk aktivitet til resultater av blodprøver, spinalvæske- og MR-undersøkelser.

MULIGE FORDELER OG ULEMPER

Deltakelse i studien innebærer ingen risiko eller ulempe for deg som deltaker utover det eventuelle ubehaget du måtte føle ved blodprøvetakingen. Sensorene sender ikke ut stråling som er vist å ha skadelige effekter hos mennesker. Ingen nye spinalvæskeprøver eller MR-undersøkelser vil bli gjort i forbindelse med selve prosjektet.

FRIVILLIG DELTAKELSE OG MULIGHET FOR Å TREKKE SITT SAMTYKKE

Det er frivillig å delta i prosjektet. Dersom du ønsker å delta, undertegner du samtykkeerklæringen på siste side. Du kan når som helst og uten å oppgi noen grunn trekke ditt samtykke. Dette vil ikke få konsekvenser for din videre behandling. Dersom du trekker deg fra prosjektet, kan du kreve å få slettet innsamlede prøver og opplysninger, med mindre opplysningene allerede er inngått i analyser eller brukt i vitenskapelige publikasjoner. Dersom du senere ønsker å trekke deg eller har spørsmål til prosjektet, kan du kontakte:

Overlege /førsteamanuensis Pål Berg-Hansen eller overlege/professor Elisabeth Gulowsen Celius, Nevrologisk avdeling, Ullevål, telefon: 23026443, eller overlege/FOU-leder Stine Marit Moen, MS-Senteret Hakadal, telefon 67062908.

HVA SKJER MED INFORMASJONEN OM DEG?

Informasjonen som registreres om deg skal kun brukes slik som beskrevet i hensikten med studien. Du har rett til innsyn i hvilke opplysninger som er registrert om deg og rett til å få korrigert eventuelle feil i de opplysningene som er registrert.

Alle opplysningene vil bli behandlet uten navn og fødselsnummer eller andre direkte gjenkjenne opplysninger. En kode knytter deg til dine opplysninger gjennom en navneliste (koblingsnøkkel).

Prosjektleder har ansvar for den daglige driften av forskningsprosjektet og at opplysninger om deg blir behandlet på en sikker måte. Informasjon om deg vil bli anonymisert eller slettet senest fem år etter prosjektslutt.

HVA SKJER MED PRØVER SOM BLIR TATT AV DEG?

Opplysninger om deg og kliniske data lagres aidentifisert i lokal forskningsserver ved Oslo Universitetssykehus og lokalt område for aidentifiserte forskningsdata ved MS-Senteret Hakadal. Koblingsnøkkel vil oppbevares separat på kryptert minnepinne og i papirform i låsbart skap. Aidentifiserte data fra sensorene overføres til Universitetet og vil lagres på sikret område (TSD) hvor kun prosjektmedarbeidere har tilgang.

OPPFØLGINGSPROSJEKT

Hvis det skulle bli aktuelt med oppfølgingsprosjekt, så vil du som deltaker bli kontaktet igjen.

GODKJENNING

Personvernombudene ved Oslo Universitetssykehus og MS-Senteret Hakadal vurderer samtykket og prosjektets behandling av personopplysninger til å være innenfor personopplysningsloven.

SAMTYKKE TIL DELTAKELSE I PROSJEKTET

AutoActive – bruk av bærbare sensorer til måling av fysisk funksjon og registrering av aktivitet over tid.

JEG ER VILLIG TIL Å DELTA I PROSJEKTET

Sted og dato

Deltakers signatur

Deltakers navn med trykte bokstaver og
fødselsnummer

Jeg bekrefter å ha gitt informasjon om prosjektet

Sted og dato

Signatur

Vedlegg 2 – GaitUp variabler



Gait Parameter Overview

Below you can find the description of the spatio-temporal output parameters of the PhysiGait Lab system.

Temporal Analysis



Loading phase [%] is the portion of the stance between the heel strike and the foot being flat on the ground.



Foot-flat phase [%] is the portion of the stance where the foot is fully flat on the ground.



Pushing phase [%] is the portion of the stance between the foot being flat on the ground and the toe leaving the ground at take-off.

Spatial Analysis



Strike Angle [deg] is the angle between the foot and the ground at heel strike, on a vertical plane.



Lift off Angle [deg] is the angle of the foot at the end of the push phase, just at take-off.

Vedlegg 3 – Plassering av fotsensor



Fra «Sensor-based gait analyses of the six-minute walk test identify qualitative improvement in gait parameters of people with multiple sclerosis after rehabilitation» (s. 3) av Berg-Hansen, P., Moen, S. M., Austeng, A., Gonzales, V., Klyve, T. D., Negård, H., Seeberg, T. M., Celius, E. G. & Meyer, F, 2022, *Journal of Neurology*, (<https://doi.org/https://doi.org/10.1007/s00415-022-10998-z>). CC BY 4.0.