



Påvirker individuell fysioterapibehandling ved bruk av Neurac-metoden gangfunksjonen hos MS-pasienter?

Erlend Hauge

**Mastergradsoppgave i helsefag, studieretning klinisk
nevrologisk fysioterapi, fordypning voksen.**

Institutt for helse- og omsorgsfag,
Det helsevitenskapelige fakultet
UiT Norges Arktiske Universitet

5.mai.2014

Antall ord: 19 900

Forord

En lang, utfordrende og ikke minst spennende tid med utarbeidelsen av masteroppgaven er nå overstått. Oppgaven har fremfor alt gitt meg muligheten til å fordype meg i et felt jeg har særlig interessert for, og gitt meg mye lærdom som jeg håper å ta med meg i mitt videre arbeid som fysioterapeut. Med arbeidstimene som ligger til grunn og resultatet i hånden kan jeg oppriktig si at jeg er stolt av oppgaven jeg leverer fra meg. Jeg vil derfor starte med å takke de som har gjort det mulig for meg og gjennomføre denne studien.

Jeg vil starte med å takke pasientene som deltok i studien. Deres imponerende innsats og pliktoppfyllende oppmøte til alle datainnsamlingenes ulike faser har dannet et godt grunnlag for studien samt i det hele tatt gjort det mulig å gjennomføre. En stor takk rettes også til fysioterapeut og Neurac-terapeut Nanna Barkholt Rinnan for å ha tatt seg tid til å behandle pasientene i en ellers travel hverdag. Din deltagelse har bidratt med en vesentlig styrke til studien. Takk også til medstudent Ina Balseth som tok seg tid til å score en av testene når hun samtidig skulle utarbeide sin egen masteroppgave.

En stor takk rettes også til Lone Jørgensen for gode veiledninger som har bidratt til å drive arbeidet med oppgaven fremover. Din erfaring, kunnskap og engasjement har vært en stor inspirerende faktor i perioder hvor arbeidet med oppgaven har gått trått.

Fond for etter- og videreutdanning av fysioterapeuter skal også ha en takk, for økonomisk støtte i forbindelse med Mastergrad i Klinisk Nevrologisk Fysioterapi fordypning voksen.

Avslutningsvis må jeg også takke de som betyr aller mest for meg. Min kjæreste Sigrid og vår 9 måneder gamle sønn, Henrik, for stadig oppmuntring, samt å ha gitt meg tid og rom til å gjennomføre masterprogrammet. Nå er masteroppgaven ferdig og jeg gleder meg veldig til tiden vi får sammen fremover.

Eidsvoll, 5.mai. 2014

Erlend Hauge

Sammendrag

Bakgrunn: Multiple sklerose (MS) degenerativ og demyeliniserende sykdom i sentralnervesystemet. Et ofte forekommende symptom er gangproblemer, noe som kan fører til redusert aktivitet i hverdagen. Fysioterapi og trening blir ofte brukt i behandling av MS-pasienter for å oppnå et så høyt aktivitetsnivå som mulig. Det er ingen studier som viser at en behandlings- eller treningsmetode er bedre enn andre, og det er derfor behov for videre forskning på området. En metode som anvendes innen fysioterapien er Neurac-metoden, men det er ikke tidligere utført studier hvor denne metoden er benyttet til MS-pasienter. **Hensikt:** Målet med denne studien var å undersøke om individuell fysioterapibehandling ved bruk av Neurac-metoden påvirker gangfunksjonen hos MS-pasienter. **Metode:** Single subject experimental design med forløpet ABAA ble benyttet. A står for *periode uten behandling* og B for *perioder med behandling*. 2 MS-pasienter (1 og 2) var inkludert, en med relapsing remitting MS (EDSS 3) og en med sekundær progressiv MS (EDSS 6,5). For å evaluere ulike aspekter ved gangen ble Dynamic Gait Index (DGI), Timed Up & Go (TUG), 10 meter gangtest (10MWT) og Rivermead Visual Gait Assessment (RVGA) benyttet. Det ble totalt utført 16 målinger; 6 ganger på baseline (A), 4 ganger i behandlingsfasen (B), 3 i første oppfølgingsfase uken etter avslutter behandling (A) og 3 ganger i oppfølgingsfasen 6 uker etter avsluttet behandling. Behandlingsfasen varte over en periode på 4 uker, det var 3 behandlinger hver uke hvor hver behandling hadde en varighet på opp til 60 minutter. Behandlingene ble gitt individuelt. **Resultater:** Pasient 1 utførte DGI signifikante bedre i alle faser. Utførelsen av TUG var signifikant raskere i behandlings- og 1.oppfølgingsfase. Resultatene fra 10MWT kan indikere en trend mot raskere prestasjon i alle faser. Laveste poengsum i RVGA ble prestert i 1.oppfølgingsfase. Pasient 2 presterte ved DGI og TUG signifikant bedret i 1. oppfølgingsfase, mens de to andre fasene for begge testene viste en tendens mot bedre prestasjon. På 10MWT ble det ikke registrert noen endring ved noen av tempoene. Pasient 2 oppnår sin laveste poengsum på RVGA i behandlingsfasen. **Konklusjon:** Funnene i studien viser at individuell fysioterapi ved bruk av Neurac-metoden bedret den dynamiske balansen til disse to pasientene. Pasient viser en tendens til raskere gange, men ingen av fikk signifikante endringer i ganghastighet. Resultatene fra denne studien kan ikke generaliseres og det trengs større randomiserte kontrollerte studier for å undersøke hvilken effekt Neurac-behandling har på MS-pasienter. **Nøkkelord:** Multiple sklerose, gangproblem, Neurac-metoden, styrketrening, SSED

Abstract

Background: Multiple sclerosis (MS) is a degenerative and demyelinating disease in the central nervous system. One common symptom is gait problems, and can lead to reduced activity in everyday life. Physical therapy and exercise is often used to treat MS-patients with the aim of achieving the best level of activity. There's no study showing a specific treatment or exercise being more effective than others, and there is a need of further research in this area. A method that is used in physical therapy is the Neurac-method, but there is no study where this method is being used in the treatment of MS-patients. **Purpose:** The aim of this study was to examine if individualized physical therapy with the use of the Neurac-method could affect gait in MS-patients. **Method:** Single subject experimental design with an ABAA design was used. A stand for phases without treatment and B stand for the phase with treatment. 2 patients with MS (1 and 2) was included, one with relapsing remitting MS (EDSS 3) and one with secondary progressive MS (EDSS 6,5). To evaluate different aspect of the gait Dynamic gait index, Timed Up and Go, 10 Meter Timed Walk and Rivermead Visual Gait Assessment was used. The tests were performed 16 times; 6 times during baseline (A), 4 times during intervention (B), 3 times in first follow-up the week after finished intervention and 3 times in the second follow-up 6 weeks after finished intervention. The treatment period lasted for 4 weeks, 3 treatments every week with duration up to 60 minutes in each treatment. The treatment was given individually. **Results:** Patient 1 performed DGI significant better in all phases. TUG was performed significant better during the intervention and first follow-up. The result of 10MWT could indicate a trend towards faster performance in all phases. The lowest total score in RVGA was performed in first follow-up. Patient 2 performed DGI and TUG significant better in the first follow-up, while in the 2 other phases the results indicates a clear trend towards better performance. There was no alternation in performance of the 10MWT. Patient 2 performed RVGA with the lowest total score during the intervention. **Conclusion:** The result of this study indicates that the treatment might have had an effect on both patients dynamic balance. Patient 1 showed a trend towards increased gait speed, but no one of the patients got significant alternation in gait speed. The results of this study can't be generalized and there is a need for larger randomized controlled trails to evaluate the effect of the Neurac-method in treating MS-patients. **Key words:** Multiple sclerosis, gait problem, Neurac-method, strength exercise, SSED.

Innholdsfortegnelse

1.0 Innledning	1
1.1 Strukturen i oppgaven	1
2.0 Teoriavsnitt - Sentral teori på området	2
2.1 Multiple sklerose (MS) og gangproblematikk	2
2.2 Årsaker til redusert styrke hos MS-pasienter	4
2.3 MS, Fysioterapi og ICF	5
2.4 Neurac-metoden og trening av maksimal styrke	5
2.5 Gange	7
2.5.1 Essensielt samspill mellom ledd og muskulatur i gangsyklusens ulike faser	8
2.5.2 Nevrale kontrollmekanismer ved gange	9
2.6 Motorisk kontroll og (re)læring	11
2.7 Tidligere forskning på området	12
3.0 Hensikt med studien.....	14
3.1 Problemstilling.....	14
4.0 Metodeavsnitt	14
4.1 Vitenskapsteoretisk ståsted	14
4.2 Forskningsdesign	15
4.3 Inkludering av deltakere i studien	16
4.3.1 Presentasjon av Pasient 1	17
4.3.2 Presentasjon av Pasient 2	18
4.4 Målinger	18
4.5 Tester	19
4.5.1 Dynamic Gait Index (DGI) (vedlegg6):.....	19
4.5.2 Timed up and go (TUG) (vedlegg 7):	20
4.5.3 10 meter gangtest (vedlegg 8):.....	20
4.5.4 Rivermead Visual Gait Assessment (RVGA) (vedlegg 9):.....	20
4.6 Behandling.....	21
4.6.1 Behandling Pasient 1	21
4.6.2 Behandling Pasient 2	22

4.7	Statistikk	23
4.8	Etiske betraktninger	23
5.0	Resultater	24
5.1	Dynamic Gait Index (DGI)	24
5.2	Timed Up & Go (TUG)	25
5.3	10 meter gangtest (10MWT)	26
5.3.1	Vanlig tempo	26
5.3.2	Raskt tempo	27
5.4	Rivermead Visual Gait Assesment (RVGA)	28
5.4.1	Høyre side.....	29
5.4.2	Venstre side	32
6.0	Diskusjon	34
6.1	Oppsummering av resultater.....	34
6.2	Drøfting av resultat i forhold til tidligere forskning	35
6.3	Mulig forklaring av resultatene	39
6.3.1	Endringer i dynamisk balanse samt adaptasjon av gange.....	39
6.3.2	Faktorer innvirkende på pasientenes ganghastighet.....	42
6.3.3	Muskelaktivitet med betydning for bevegelseskvalitet i gangen	44
6.3.4	De oppnådde resultatene og langtidsvirkningen	48
6.3.5	Betraktninger av behandlingsresultat i forhold til ICF-modellen	51
6.4	Studiens styrker og svakheter	52
6.4.1	Studiens design (SSED)	52
6.4.2	Studiens utvalg	53
6.4.3	Behandlingen.....	54
6.4.4	Målinger og utvalgte tester	56
7.0	Konklusjon.....	58
7.1	Implikasjoner for praksis og videre forskning	59
8.0	Litteraturliste.....	60
9.0	Vedlegg.....	i
	Vedlegg 1: Slyngesystem og vibrasjonsapparat.....	i
	Vedlegg 2: Godkjenning NSD.....	ii

Vedlegg 3: EDSS.....	iii
Vedlegg 4: Informasjonsskriv og samtykkeerklæring	iv
Vedlegg 5: Tidsplan for målinger	vi
Vedlegg 6: Dynamic Gait Index.....	vii
Vedlegg 7: Timed Up and Go	ix
Vedlegg 8: 10 meter gangtest	x
Vedlegg 9: Rivermead Visual Gait Assessment.....	xi

1.0 Innledning

I mitt daglige arbeid på en fysioterapiklinikk møter jeg ofte pasienter med multiple sklerose (MS) og mange av disse pasientene oppgir en vedlikeholdt eller bedret gangfunksjon som et av sine mål for behandlingsforløpet. I undersøkelsen avdekkes det ofte en redusert evne til å utvikle kraft i musklene. Som et resultat av det er en del av behandlingen ofte bestående av styrketrening.

En behandlings-/treningsmetode som har fokus på styrketrening er Neurac-metoden. En metode jeg har inntrykk av at stadig flere fysioterapeuter kurser seg innen og har mulighet til å benytte den på sine arbeidsplasser. Neurac-metoden benytter også jeg i tilnærmingen til mange av MS-pasientene som kommer til behandling. Både jeg og de fleste pasientene har også en opplevelse av at det påvirker deres evne til å gå, men etter å ha søkt i litteraturen finner jeg ingen tidligere studier hvor metoden er benyttet til MS-pasienter. Med et stadig økende fokus på å drive evidensbasert praksis er det denne studiens hensikt å bidra til å øke kunnskapsnivået hva gjelder individuell fysioterapi ved bruk av Neurac-metoden og om dette kan påvirke gangfunksjonen til MS-pasienter.

1.1 Strukturen i oppgaven

Videre i denne oppgaven vil jeg presentere teori som er essensiell for den senere drøftingen av resultatene. Jeg begynner med en generell presentasjon av multiple sklerose og gangproblematikk og trekker frem ulike årsaker til den reduserte styrken til denne pasientgruppen. Deretter følger et kapittel omhandlende fysioterapi til MS-pasienter og hvordan ICF-modellen kan benyttes i dette henseende, samt en kort presentasjon av behandlingsmetoden benyttet i studien. I det neste kapittelet er fokuset på gangfunksjon, med en kort beskrivelse av viktige kjennetegn. Der er og en grov beskrivelse av gangens ulike faser inkludert bevegelser i ledd og muskelarbeid samt kontrollmekanismer i gange. Videre teori omhandlende motorisk kontroll og læring som kan være med å bidra til å forklare resultatene. Avslutningsvis i teoridelen gjøres en gjennomgang av tidligere forskning, hvor kunnskapshullet avdekkes.

I de to påfølgende hovedkapitlene fremlegges hensikten med studien og metoden som ble benyttet for å finne svar på problemstillingen. Det legges også frem relevant

bakgrunnskunnskap om de inkluderte pasientene samt at studiens behandlingsforløp beskrives. Testene som skal benyttes for å måle effekten av behandlingen presenteres også, før det avslutningsvis i metodeavsnittet legges frem de etiske betraktningene gjort i forkant av studien.

De påfølgende tre hovedkapitlene inneholder resultater, diskusjon og konklusjon. I resultatdelen vil resultatene i studien bli fremstilt i grafer og tabeller med tilhørende beskrivende tekst. I diskusjonsdelen vil resultatene bli oppsummert før de blir benyttet i diskusjon opp mot tidligere studier og teori. Det vil også være en diskusjon omkring styrker og svakheter ved studien. Avslutningsvis vil det være en konklusjon med påfølgende betraktninger i forhold til implikasjoner for praksis og videre forskning.

2.0 Teoriavsnitt - Sentral teori på området

2.1 Multiple sklerose (MS) og gangproblematikk

MS er en kronisk, inflammatorisk, demyeliniserende sykdom i sentralnervesystemet (CNS) (Myhr, Nyland, & Bø, 2010, p. 527). Forekomsten av MS er særlig høy på de nordlige breddegrader, hvor det i Norge er 5-8 tilfeller per 100 000 hvert år og en prevalens på 150-170 på 100 000 (Myhr et al., 2010, p. 527). Debutalderen for sykdommen er i gjennomsnitt mellom 25-35år, men den totale levealder er omtrentlig som hos friske og for mange betyr det at de må leve med sykdommen i 35-42år (Souza & Bates, 2012, pp. 90-100). Videre får mange med MS også et invalidiserende funksjonstap med tanke på selvstendighet i eget liv og som et resultat av dette trekker mange seg bort fra sosiale aktiviteter (Kesselring, 2004).

Årsaken til sykdommen er ikke kjent, men man vet at symptomene fremkalles av en inflammasjonsprosess (Brodal, 2009, p. 51). Inflammasjonsprosessen starter gjerne med at MS-pasienten får lesjoner i hvit eller grå substans og kan oppstå på alle nivåer i CNS. Den påfølgende inflammasjonsprosessen fører til skade på myelinet omkring nervefibrene, de myelinproduserende cellene, oligodendrocyttene, samt tap av aksoner. Denne prosessen fører til redusert ledningshastighet i de skadede områdene av nervesystemet, og ved akutte lesjoner kan ledningsevnen faktisk totalt blokkeres grunnet ødem og andre substanser som deltar i demyeliniseringsprosessen (Myhr et al., 2010, p. 529). Resultatet er funksjonsutfall som kan være sensorisk, motorisk eller en kombinasjon av begge (Hoang, 2011, p. 337).

Symptomene og funksjonsutfallene er veldig varierte mellom hvert enkelt tilfelle og kan blant annet bestå av lammelser, tonusforandringer, redusert motorisk kontroll, sensoriske forstyrrelser, uttalt utslitthet, redusert kondisjon samt nedsatt styrke (Kesselring, 2004). Tidlig i sykdomsfasen kan funksjonen etter et angrep komme helt eller gradvis tilbake. Dette er mulig grunnet kroppens evne til å fornye myelinet omkring nervefibrene samt at ødemet fra inflammasjonsprosessen reduseres. Senere i forløpet kan det dog oppstå varig skade av nerven grunnet komplett myelintap og aksonal skade (Myhr et al., 2010, p. 529).

Sykdommen klassifiseres ofte inn i 3 ulike forløp. Den mest vanlige rammer hele 80-90 % og er en MS bestående av angrep (relapsing-remitting, RRMS) som kjennetegnes ved at symptomene etter et angrep går delvis eller helt i remisjon. Senere utvikler 50 % av RRMS-pasientene seg til sekundær-progressiv-MS (SPMS) over en periode på 15-20 år. De resterende 10-20 % av personene som får MS har en form av sykdommen hvor symptomene tilkommer gradvis og opplever ingen remisjon av symptomene. Denne typen kalles for primær-progressiv-MS (PPMS) (Myhr et al., 2010, p. 533).

Til tross for at det er store individuelle forskjeller mellom hvilke symptomer som er fremtredende hos den enkelte MS-pasient, er det likevel noen funksjonelle fellestrekk. Så mange som 75-85 % av MS-pasientene oppgir redusert gangfunksjon som sitt hovedproblem (Kelleher, Spence, Solomonidis, & Apatsidis, 2010). Hovedtrekk ved MS-pasienter sin måte å gå på er, sammenlignet med friske, preget av langsommere tempo, kortere steglengde og mer tid i gangsyklusen tilbringes i dobbel standfase (Kelleher et al., 2010; Martin et al., 2006). De går også med en mer fleksjons-preget holdning, redusert bevegelsesutslag i ekstensjonsretning over hofta og kne samt redusert bevegelighet over ankel (Crenshaw, Royer, Richards, & Hudson, 2006). Yahia, Ghroubi, Mhiri, and Elleuch (2011) fant i sin studie at det var en sterk korrelasjon mellom gangfunksjon og evnen til å utvikle kraft i hamstring- og quadriceps muskulatur. En av de potensielle årsakene til den nedsatte gangfunksjonen kan altså være en redusert muskelstyrken, men det kan være ulike årsaker til at denne er redusert.

2.2 Årsaker til redusert styrke hos MS-pasienter

Det kan være ulike bakenforliggende årsaker til at MS-pasienter beveger seg på den måten de gjør, slik som denervasjon, lært-ikke-bruk og inaktivitet (Kjølhede, Vissing, & Dalgas, 2012). Når det oppstår denervasjon vil nervens ledningshastighet reduseres og fører til at et mindre antall motoriske enheter har mulighet til å aktiveres, noe som vil påvirke muskelens evne til å utvikle kraft (Dahl, 2008, p. 33; Souza & Bates, 2012, p. 90). Den funksjonelle betydningen av at en muskel ikke produserer tilstrekkelig med kraft til å utføre sin oppgave i et bevegelsesmønster er at bevegelsen må utføres ved bruk av kompensasjoner. For eksempel kan det være å innta en annen kroppsholdning for at MS-pasienten skal ha mulighet til å fullføre det gjøremålet man er i gang med (Gjelsvik, 2008, p. 81).

Lært-ikke-bruk er betegnende for egentlige intakte muskler og nervebaner som på grunn av kompensatoriske bevegelsesmønstre eller inaktivitet ikke blir benyttet (Gjelsvik, 2008, p. 23). I forbindelse med MS kan man tenke seg at pasienten etter et angrep har tilegnet seg kompensatorisk strategi for å fullføre gjøremål i hverdagen som føles effektivt og trygt. I et slikt tilfelle kan det kompenserende bevegelsesmønsteret bli etablert selv om remyeliniseringen skulle være tilnærmet komplett og potensiale for å gjenvinne det tidligere bevegelsesmønsteret er tilstede (Gjelsvik, 2008, p. 80).

Inaktivitet og tilbaketrekning fra sosiale aktiviteter grunnet redusert funksjonsnivå er et rapportert problem (Kesselring, 2004). Utover at inaktivitet er en risikofaktor for å utvikle sekundære helseplager som diabetes, hjerteproblemer og slag fører det også til ulike forandringer på muskelnivå (U Dalgas, Stenager, & Ingemann-Hansen, 2008). Det er mange av de samme endringene som vil forekomme i musklene både ved inaktivitet og lært-ikke-bruk (Gjelsvik, 2008, p. 23). Slike endringer kan være endring i fibertypesammensetning, endret stivhetsgrad, forandret muskellengde og atrofi.

Avsnittene over trekker frem faktorer som ofte forekommer hos MS-pasientene og virker inn på måten de beveger seg på, spesielt med vekt på faktorer avgjørende for muskelaktivitet. En av tilnærmingene som dermed blir aktualiseres er styrketrening, som blant annet fysioterapeuter benytter seg av i tilnærmingen til MS-pasienter (Rietberg, Brooks, Uitdehaag, & Kwakkel, 2011; Snook & Motl, 2009).

2.3 MS, Fysioterapi og ICF

Fysioterapi er en terapiform som ofte benyttes i behandling av MS-pasienter. Målene for behandlingen bør ta utgangspunkt i pasientens ønske, som ofte omhandler å opprettholde et så godt funksjonsnivå som mulig i forhold til livsstil og stadiet av sykdommen. Da denne sykdomsgruppen er kompleks og heterogen, med variasjon i dagsform så vel som symptomer og funksjonsutfall, stiller det store krav til fysioterapeutens evne med tanke på å individualisere til den enkelte pasient (Souza & Bates, 2012, pp. 100-101).

ICF-modellen er et kartleggingsredskap som fysioterapeuten kan benytte som et grunnlag for å forstå hvordan ulike aspekter og faktorer påvirker pasientens liv, samt hvordan pasienten lever med sin helsetilstand (Gjelsvik, 2008, p. 145). Kartleggingen fokuserer på nivåene kroppsstruktur-/funksjonsnivå, aktivitetsnivå samt deltakelsesnivå og gir fysioterapeuten et bilde på hvordan redusert funksjon på de ulike nivåene kan påvirke hverandre (Lennon, 2012, p. 237). Denne modellen kan også brukes til å vurdere effekten av ulike tiltak i en behandling ved å se på hvordan funksjonen på de forskjellige nivåene endrer seg i løpet av og etter et behandlingsforløp (Gjelsvik, 2008, p. 145).

Etter å ha kartlagt MS-pasienten og det er funnet redusert styrke kan fysioterapeuten sette i gang tiltak for å nå målene for behandlingen. I denne studien er det Neurac-metoden som benyttes i behandlingen og er et tiltak som kan plasseres på kroppsstruktur-/funksjonsnivå i ICF-modellen.

2.4 Neurac-metoden og trening av maksimal styrke

Navnet til studiens behandlingsmetode, Neruac, er sammensetting av ordene nevromuskulær og aktivering. Sammen gir dette en indikasjon på hva metoden har til hensikt å påvirke, nemlig å stimulere samspillet mellom nervesystem og muskler (Kirkesola, 2009). Tilnærmingen består av aktive øvelser som utføres i et slyngesystem (vedlegg 1), både som en del av undersøkelsen og behandlingen. I undersøkelsen benyttes slyngesystemet til å identifisere muskulatur som ikke blir rekruttert i tilstrekkelig grad, og som deretter kan behandles. I identifiseringen av disse musklene benytter fysioterapeuten sin empiri og

kliniske blikk til å bedømme bevegelseskvaliteten i utførelsen av øvelsene samt at begge sider sammenlignes (Kirkesola, 2009).

Øvelsene utføres i utgangsstillinger hvor pasienten benytter hele eller deler av sin egen kroppsvekt som motstand (Kirkesola, 2009). Dette betyr at man i øvelsene må ha kontroll over flere ledd samtidig, noe som setter krav til samspillet mellom mange ulike muskler (Raastad & Rønnestad, 2010, p. 70). I de ulike utgangsstillingene utgjør også slyngene deler av understøttelsesflaten, noe som bidrar til å gjøre underlaget ustødig (Kirkesola, 2009). Dette er faktorer som sammen setter krav til evnen til å utvikle kraft og koordinasjon i bevegelsene.

I utførelsen av øvelsene skal det tilstrebes å ha et så normalt bevegelsesmønster som mulig. Det vil for eksempel si at man opprettholder kontrollert bekkenposisjon i forhold til trunkus, som grunnlag for bedret aktivitet i underekstremitetene (Kibler, Press, & Sciascia, 2006; Kirkesola, 2009). Dette setter krav til terapeutens evne til å tilpasse vanskelighetsgraden i øvelsen, for at pasienten skal ha mulighet til å utføre bevegelsen med god bevegelseskvalitet.

Belastningen i øvelsene skal være tung, noe som også er en faktor som setter ytterligere krav til terapeutens evne til å tilpasse vanskelighetsgraden. Med tung belastning menes øvelser hvor man maksimalt klarer å utføre 4-6 repetisjoner før det er behov for pause (Kirkesola, 2009). Innen styrketrening oppgir man ofte treningsmotstand i relativ motstand (RM), det vil si den største motstanden en klarer et gitt antall repetisjoner før utmattelse (Raastad, Paulsen, Wisnes, Rønnestad, & Refsnes, 2010, p. 13). Innen Neurac-metoden benyttes altså en RM på 4-6. Ut fra denne beskrivelsen kan treningen plasseres innenfor trening av maksimal styrke (Raastad & Refsnes, 2010, p. 123) og er av Raastad and Paulsen (2010, p. 13) definert som den største kraften vi klarer å utvikle ved langsomme bevegelser eller ved rene maksimale isometriske aksjoner.

Ytterligere en faktor som er avgjørende for belastningen i tilnærmingen er progresjonen. Så ofte som mulig skal øvelsen nemlig gjøres tyngre så lenge det ikke går utover

bevegelseskvaliteten i utførelsen (Kirkesola, 2009). Progresjon er et viktig prinsipp inne styrketrening og er essensielt for å utvikle muskelstyrken (Refsnes, 2010, p. 107).

Ved styrketrening skjer det tilpasninger som finner sted både på muskulært- og nevralt nivå. Disse endringene starter mest sannsynlig allerede etter første behandling (Raastad & Paulsen, 2010, pp. 50-64). Men det er uvisst om disse endringene, som gir bedre mulighet til å utvikle kraft, har en overføringsverdi til det å gå.

2.5 Gange

Det å kunne gå er en aktivitet vi som friske mennesker tar for gitt, og vi kan ved bruk av lite energi forflytte oss dit vi skulle ønske (Carr & Shepard, 2011, pp. 95-96).

Bevegelsesmønsteret som anses som det mest vanlige, som trolig benyttes grunnet at det gir den største dynamiske stabiliteten og det minste behovet for kontroll er, en symmetrisk alternerende gange. I sin beskrivelse av gangfunksjonen trekker Shumway-Cook and Woollacott (2012, p. 316) frem tre essensielle kjennetegn; progresjon, postural kontroll og adaptasjon.

- *Progresjon* omhandler evnen til å initiere og stoppe gange, samt bevege seg i den retningen man har en intensjon om selv om målet ikke alltid er synlig.
- *Postural kontroll* er en forutsetning for at individet skal kunne ha kontroll over kroppens posisjon i rommet for å sikre dens balanse og orienteringsevne (Shumway-Cook & Woollacott, 2012, p. 162). Et krav som gjør seg gjeldene i forhold til å etablere og samtidig ivareta en holdning egnet for gangfunksjon. Begrepet dynamisk balanse eller dynamiske stabilitet inngår også her. Disse beskriver egenskapene til å kunne motstå tyngdekraften samt forventede og uforventede forstyrrelser (Shumway-Cook & Woollacott, 2012, pp. 162-164).
- *Adaptasjon* omhandler evnen til å kunne tilpasse gangen for at individet skal kunne nå målet sitt i forhold til oppgaven og det miljøet man beveger seg i. Dette kan være behovet for å unngå hindringer, justere fart eller forandre retning og så videre (Shumway-Cook & Woollacott, 2012, p. 316).

Den symmetriske alternerende gangen innebærer at mennesker vekselvis plasserer høyre og venstre ben fremfor det andre i en repeterende bevegelse, og beskrives ofte som

gangsyklusen. Denne består av en standfase (58-61 %) og en svingfase (42-39 %) for hvert bein, samt en kort periode hvor begge føtter er i bakken samtidig (8-20 %) (Everett & Trew, 2010, p. 176). Som aktivitet er det å gå en ekstremt sammensatt handling som krever koordinering av mange muskler og ledd, noe som kommer i stand ved hjelp av et samarbeid mellom muskelskjelett- og nervesystem (Shumway-Cook & Woollacott, 2012, p. 315).

2.5.1 Essensielt samspill mellom ledd og muskulatur i gangsyklusens ulike faser

Standfasen begynner optimalt med initierende kontakt til underlaget med hælen og varer til frasparket er fullført, når tærne er løftet fra underlaget. Denne fasen er kanskje den mest komplekse delen av gangen på grunn av at tyngdepunktet befinner seg høyt samt at det er en smal understøttelsesflate, to faktorer som utfordrer stabilitet og balanse. I forhold til leddenes posisjon er de generelt lett flektert ved initierende kontakt, mens det igjennom fasen skjer en kontrollert ekstensjon over hofte, kne og ankel. Muskulært bidrar hofteekstensor, hamstring og quadriceps gjennom et intrikat samspill i den kontrollerte ekstensjonen over underekstremitetens ulike ledd (Everett & Trew, 2010, pp. 177-182).

Svingfasen begynner i det tåen forlater underlaget og avsluttes når hælen igjen settes ned i bakken. For å kunne svinge underekstremiteten fremover skjer det en forkortning i første del av denne fasen ved at hofte, kne og ankel flekteres. Mens det i siste del beveger seg imot ekstensjon igjen til den lett flekterte stillingen som forberedelse til initierende kontakt med underlaget. Essensielle muskler som bidrar til kontrollen i denne fasen er hoftefleksorer, hofteadduktorer og hamstrings (Everett & Trew, 2010, pp. 178-182).

Mens de to foregående avsnittene beskriver leddbevegelsene samt muskler i underekstremitetene som er sentrale i forhold til progresjon i gangen, så er det likevel ikke kun denne muskulaturen som inngår. Et kjennetegn Shumway-Cook and Woollacott (2012, p. 316) også nevner som essensielt for gange er postural kontroll. En egenskap som er en forutsetning for de fleste av bevegelsene våre (Brodal, 2009, p. 287).

Et essensielt bidrag til den posturale kontrollen er kjernestabiliteten (Gjelsvik, 2008, p. 75). I begrepet «en god kjernestabilitet» inngår det å ha evnen til å kunne opprettholde en optimal stilling mellom trunkus og bekken. Det utgjøres muskulært primært av muskulatur

tilknyttet hoftene, bekkenet og ryggraden (Kibler et al., 2006). En fellesnevner for denne stabiliserende muskulaturen er at den aktiveres gjennom feedforward mekanismer, altså litt i forkant av selve bevegelsen (Meadows & Williams, 2009, p. 30). Mens det funksjonelt i forhold til gange kan tenkes at «en god kjernestabilitet» bidrar til å opprettholde en oppreist stilling av trunkus. Det vil da fungere som et godt grunnlag for kraftoverføringen gjennom gangsyklusen samt velkoordinerte bevegelser av de distale segmentene i underekstremitetene (Kibler et al., 2006).

Som nevnt tidligere er det ikke nok med å kunne generere tilstrekkelig kraft i musklene for å ha en flytende og nærmest automatisk gange. De nevralt komponentene er også svært vesentlige.

2.5.2 Nevrale kontrollmekanismer ved gange

I beskrivelsen av den nærmest automatiserte gangen er mye litteratur rettet mot sentrale rytmegeneratorer (CPG) som befinner seg på ryggmargsnivå og som mennesket trolig har 4 av, en til hver ekstremitet (Brodal, 2009, pp. 345-346; Gjelsvik, 2008, pp. 24-25; Shumway-Cook & Woollacott, 2012, pp. 325-327). Disse kan uten kontakt med høyere kortikale sentre skape et stereotypisk gangmønster og utføre enkle tilpasninger til gangen. Dette gjøres mulig av et komplekst samspill hvor et nettverk av internevroner gjennom inhiberende eller eksiterende forbindelser kontrollerer aktiviteten i generatorens (motonevronets) aktivitet (Brodal, 2009, p. 345; Shumway-Cook & Woollacott, 2012, p. 327).

I den virkelige verden er man dog avhengig av å kunne adaptere gangen når kravene endres, for eksempel i forhold til underlaget man beveger seg på eller for å kunne fjerne mulige hindringer. CPG med sitt stereotypiske gangmønster er da ofte utilstrekkelig og aktiviteten i generatorene må moduleres gjennom bruk av informasjon fra både høyere nivåer i CNS og afferente signaler fra det perifere nervesystem (PNF) (Shumway-Cook & Woollacott, 2012, p. 327).

Fra PNF er det ulike reseptorer som bidrar med afferent informasjon med tanke på kontrollen i gangen, noe som bidrar til både stegfrekvensen og rytmen i gangen (Shumway-Cook & Woollacott, 2012, p. 330). Mekanoreseptorene under foten er spesielt viktige, da

disse i standfasen informerer om den initierende kontakten med underlaget, vektfordelingen igjennom fasen og avslutningsvis når foten forlater underlaget. Funksjonelt bidrar denne informasjonen til en økt aktivitet i postural- og antigravitasjonsmuskulatur (Gjelsvik, 2008, p. 25).

En annen mekanisme i PNF som påvirker CPG-aktiviteten er reseptorene i sene- og muskelspøler samt refleksbuene hvor de inngår. De virker inn på overgangene mellom de ulike fasene i gangsyklusene samt bidrar til å sikre progresjonen. Disse mekanismene gjør seg gjeldene både i ekstensjon- og fleksjonsmuskulatur. For eksempel utløses strekkrefleksen i hoftefleksorene i siste del av standfasen, med påfølgende inhibering av hofteekstensorer og bidrar funksjonelt med å flytte underekstremiteten fremover i svingfasen. Mens strekkrefleksen i ankelens ekstensjonsmuskulatur inhiberer fleksjonsmuskulaturen og fører til kontraksjon av ekstensjonsmuskulaturen bidragende til frasparket i siste del av standfasen (Shumway-Cook & Woollacott, 2012, pp. 330-331).

Syn og vestibularissystemet er også sentrale komponenter som bidrar med viktig informasjon til den adapterende egenskapen i gangen. Synet brukes for å oppfatte hastigheten vi beveger oss i, justere kroppsholdningen i forhold til tyngdekraften og miljøet man beveger seg i og til å planlegge gangen (Shumway-Cook & Woollacott, 2012, pp. 334-335). Vestibularissystemet, derimot, gir sensorisk informasjon omhandlende hodets bevegelser og posisjon i forhold til tyngdekraften (Shumway-Cook & Woollacott, 2012, p. 129). Funksjonelt bidrar synet og vestibularissystemet derfor til ivaretagelse av balanse og postural kontroll.

På høyere kortikale nivåer enn ryggmargen er det også flere områder som spiller inn på kontroll av gange og kan modulere CPG aktiviteten (Shumway-Cook & Woollacott, 2012, pp. 327-328). Av kortikale strukturer anses retikulærsubstansen som særs viktig, men også basalgangliene, cerebellum og motorisk korteks er sentrale områder for kontroll og styring i gangen (Brodal, 2009, p. 346). Ved initiering og avslutning av CPG aktiviteten er man blant annet avhengig av informasjon fra kortikale områder (Holland & Lynch-Ellerington, 2009, p. 119). Når forholdene for å gå er vanskelige og stilles det større krav til postural aktivitet. For eksempel når man skal ta steget over en hindring, så krever dette også aktivering av

kortikale strukturer i større grad (Brodal, 2009, p. 346; Shumway-Cook & Woollacott, 2012, pp. 336-337).

2.6 Motorisk kontroll og (re)læring

Når vi går utfører man en rekke sammensatte bevegelser som kommer i stand gjennom en interaksjon mellom individet, oppgaven og miljøet (Shumway-Cook & Woollacott, 2012, p. 4). Dette er en grunnleggende tanke innen feltet motorisk kontroll, som av Shumway-Cook and Woollacott (2012, p. 4) er definert som muligheten til å regulere eller styre mekanismene som er essensielle for bevegelse. Funksjonelt har det fokus på hvordan man kontrollerer de bevegelsene man allerede innehar (Shumway-Cook & Woollacott, 2012, p. 21). Men som mennesker har man også muligheten til å endre bevegelser samt man kan tilegne seg nye og varige bevegelser, - man snakker da om motorisk læring (Fadnes, Leira, & Brodal, 2011, p. 28; Shumway-Cook & Woollacott, 2012, p. 21).

«Attractor state» brukes innen motorisk læring som et uttrykk for det bevegelsesmønsteret individet foretrekker å benytte. Hvor mye som skal til for å oppnå en større variasjon eller lære en ny bevegelse er ofte et uttrykk for hvor etablert, foretrukket og stabilt «attractor state» er (Shumway-Cook & Woollacott, 2012, pp. 14-15). En særs viktig faktor for å kunne endre på «attractor state» er i følge Raine (2009, p. 8) at individet selv må kunne opparbeide seg bevegelseserfaring. Samtidig er det en forutsetning at kroppens strukturer innehar sin evne til å endre sin struktur og egenskaper, nemlig dens plastisitet (Fadnes et al., 2011, p. 30).

Læring av nye bevegelser med bakgrunn i kunnskap om plastisitet deles ofte i to innen neurologisk rehabilitering. Man skiller her ofte mellom det å gjenvinne tidligere funksjonsnivå, ved å bruke av samme nevralt mønstre som før skaden. På den andre siden skjer forbedringer i funksjonsnivå gjennom læring basert på kompensasjon hvor man benytter alternative nevralt mønstre og strategier (Kleim & Schwerin, 2010, p. 4; Shumway-Cook & Woollacott, 2012, pp. 18-19). Bruken av kompensatoriske strategier kan dog for mange være en nødvendighet for å kunne utføre daglige gjøremål. Likevel kan dette ha sin pris i endret kroppsholdning, noe som blant annet kan redusere musklens evne til å utvikle kraft samt i det hele tatt å bli rekruttert (Gjelsvik, 2008, p. 64).

I en læringsprosess hvor målet er å opparbeide seg en ferdighet som skal kunne brukes til ulike oppgaver og utføres i forskjellige miljøer er blant annet variasjon i øvelsene essensielt (Shumway-Cook & Woollacott, 2012, p. 36). Ytterligere er oppmerksomhet og motivasjon to kognitive faktorer som spiller inn på alle former for læring og er svært viktige for at det skal skje en endring (Brodal, 2009, p. 512; Raine, 2009, p. 13; Shumway-Cook & Woollacott, 2012, p. 26).

2.7 Tidligere forskning på området

Flere har etter årtusenskiftet forsket på MS og hvordan denne gruppen pasienter responderer på trening og fysioterapibehandling, noe som har resultert i oversiktsartikler og metaanalyser. Resultatene fra disse studiene indikerer at fysioterapi og/eller trening har effekt, men det er ikke avdekket om en behandling er noe bedre enn en annen (U Dalgas et al., 2008; Rietberg et al., 2011; Snook & Motl, 2009). For å øke forståelsen om hvordan trening påvirker ulike grupper med MS etterspør Snook and Motl (2009) i sin metaanalyse nye studier med eksperimentelle design med mulighet for en mer helhetlig presentasjon av pasientenes karakteristika.

En av behandlings-/treningsmetodene som er blitt forsket på i relasjon til MS-pasienter er progressiv styrketrening. Begrepet progressiv styrketrening innebærer at studiene har gjennomført en kontrollert og gradvis progresjon i øvelsene. I en systematisk oversiktsartikkel gjennomført av Kjølhede et al. (2012) ble det konkludert med at MS-pasienter både kan tolerere samt ha nytte av progressiv styrketrening. Dette da den fører til økt muskelstyrke, redusert fatigue og kan gi økt livskvalitet. Evidensen for overføringsverdien av styrketreningen til bedre gangfunksjon er dog ikke overbevisende. Forfatterne av denne artikkelen foreslår at klarere svar kanskje kan komme hvis man kun inkluderer pasienter som har veldefinerte utfordringer til egenskapen som undersøkes, samt at det gjenstår å finne ut av hvordan den progressive styrketrening optimalt legges opp.

En RCT utført av K. Dodd et al. (2011) så på progressiv styrketrening (PRT) og hvilken effekt dette hadde på gange og muskelstyrke. 71 MS-pasienter var inkludert og randomisert til henholdsvis PRT eller vanlig behandling uten PRT. Studien konkluderte med at progressiv

styrketrening kunne øke muskelstyrke og livskvalitet og samtidig redusere fatigue hos MS-pasienter, men endringene påvirket ikke gangfunksjonen. De påpeker allikevel i diskusjonen at hvis PRT gruppen hadde gjort øvelser med en høyere intensitet (færre repetisjoner og høyere vekt) samt tilpasset øvelsene til den enkelte pasients behov så ville kanskje resultatet vært annerledes.

En annen RCT utført av U. Dalgas et al. (2009) undersøkte effekten av progressiv styrketrening i en periode på 12 uker i forhold til muskelstyrke og funksjonell kapasitet. 38 MS-pasienter var inkludert og fordelt i to grupper, hvor den ene fikk progressiv styrketrening og de resterende utgjorde kontrollgruppen bestående av ventelistepasienter. I denne studien var det en gradvis progresjon fra 15 RM til 8 RM og de fire siste ukene var belastningen innenfor definisjonen for trening av maks styrke. Konklusjonen i studien var at pasientene fikk økt styrke i underekstremitetens muskler, -normalisert styrke i kneekstensorene sammenlignet med friske. De bedret også sin funksjonelle kapasitet, som blant annet ble målt med 10MWT. I forhold til ganghastigheten ble denne ikke normalisert sammenlignet med friske, noe U. Dalgas et al. (2009) skriver i diskusjonen at det kan indikere en mulighet for ytterligere forbedring på denne egenskapen.

En av svært få studier som har sett på trening av maksimal styrke er RCT-studien til Fimland, Helgerud, Gruber, Leivseth, and Hoff (2010). 14 MS-pasienter var inkludert og fordelt i to grupper hvor begge gruppene fikk vanlig rehabilitering. I tillegg fikk den ene gruppa også utføre trening av maksimal styrke med en belastning på 4X4 (4 RM). Treningen fant sted 5 dager i uken de 3 ukene behandlingsperioden varte. Studien konkluderte med at pasientene i gruppen som trente maksimal styrke fikk en økning i efferente signaler til muskulaturen fra ryggmargen og kunne produsere mer kraft sammenlignet med kontrollgruppen. De skriver videre i diskusjonen at den økte muskelstyrken kan ha betydning for MS-pasientenes funksjonelle kapasitet, men testet ikke for dette.

Avslutningsvis i dette kapitelet skal det nevnes at det tidligere ikke er publisert noe studie hvor Neurac-metoden er blitt benyttet til behandling av MS-pasienter for å påvirke deres gangfunksjon.

3.0 Hensikt med studien

Ut fra overstående kan man slå fast at trening, heriblant styrketrening, er en egnet tilnærming til MS-pasienter. Men resultatene er ikke entydige og hvordan styrketreningen skal legges opp for å optimalisere effekt er ikke klart. En faktor som har blitt trukket frem er heterogeniteten i pasientgruppen og det etterspørres derfor studier hvor det enkelte individ eller gruppe kan beskrives mer i detalj. En annen faktor er at en stor del av den tidligere forskningen omhandlende styrketrening rettet mot MS-pasienter er blitt utført med en intensitet fra lett til moderat, mens en nyere studie har sett på effekt ved trening av maksimal styrke. Resultatene i den studien indikerte at trening av maks styrke har en positiv effekt på evnen til å utvikle kraft i de spesifikke musklene, men det er ikke sett på om dette har en overføringsverdi til hverdagslige aktiviteter som for eksempel det å gå. Hensikten med denne studien er derfor å undersøke om Neurac-metoden kan påvirke gangfunksjon hos MS-pasienter når behandlingen er individualisert.

3.1 Problemstilling

Studiens problemstilling er:

«Påvirker individuell fysioterapibehandling ved bruk av Neurac-metoden gangfunksjonen hos MS-pasienter?»

4.0 Metodeavsnitt

4.1 Vitenskapsteoretisk ståsted

For å få svar på problemstillingen ble den kvantitative metode benyttet, en metode med utspring i et naturvitenskaplig og positivistisk vitenskapssyn. Metoden ble benyttet fordi problemstillingen som skulle undersøkes omhandlet hvilken effekt en bestemt behandlingsmetode hadde på gangfunksjonen til en diagnosegruppe (Polit & Beck, 2012, p. 12). For å undersøke problemet ble gangfunksjonen delt opp i objektive og målbare verdier som anses å være essensielle for funksjonen og som man ønsket å undersøke nærmere, slik som hurtighet og dynamisk balanse (Polit & Beck, 2012, p. 50). Ved at forskeren valgte noen verdier som representative for gangfunksjonen, måtte det også velges noen fra. For eksempel et mer helhetlig kvalitativt aspekt ved gange, noe som også ville ha krevd at en helt annen metode ble benyttet (Polit & Beck, 2012, pp. 12-14).

Forskeren forsøkte i denne studien å bevare sin objektivitet blant annet ved at en annen terapeut ga behandlingen, måleredskapene som ble benyttet er valide og reliable, de er utført på samme måte og i samme rekkefølge hver gang samt at det ene måleredskapet ble scoret av en medstudent. Fullstendig objektivitet er likevel vanskelig da forskeren har med seg tidligere erfaringer med behandlingsmetoden, diagnosegruppen og teoretisk kunnskap. Når data skal presenteres, analyseres og drøftes er det viktig at forskeren er klar over sin forforståelse og at denne kan farge hvordan man velger å undersøke problemet samt hvordan overnevnte punkter tolkes (Dalland, 2012, pp. 118-119; Polit & Beck, 2012, pp. 174-192).

4.2 Forskningsdesign

Designet som ble valgt til denne studien er Single-Subject-Experimental-Design (SSED). Dette ble valgt da design egner seg til studier hvor det inngår få deltagere. En av grunnene til dette var at forsøkspersonene fungerte som sin egen kontroll ved at det før igangsettelsen av behandlingen ble gjort baselinemålinger for å avdekke variasjon i funksjonsnivå. Videre i forløpet ble det gjort målinger i løpet av intervensjonsfasen og etter avsluttet intervensjon. På den måten kan man se hvilken effekt forsøkspersonen har hatt av behandlingen på de utvalgte parameterne i den perioden studien pågår. Ved at forsøkspersonen samt intervensjonen beskrives grundig, og de fungerer som sine egne kontroller ut fra baselinemålingene, var det mulig å skreddersy behandlingen til den enkelte forsøkspersons behov. Metoden blir med det veldig nær den kliniske hverdagen til en fysioterapeut. Samtidig kan denne typer studier også brukes som pilotprosjekter for større RCT studier (Domholt, 2005).

SSED består av ulike faser hvor hver fase får sin egen bokstav som kjennetegn. I denne studien er det tre faser hvor A står for *fase uten intervensjon* og B står for *fase med intervensjon* (Zahn & Ottenbahr, 2001). Denne studien har så en design som kan beskrives ABAA, som i understående tabell.

Fase	Periode	Uke	Antall målinger
A	Baseline	1-2	6
B	Intervensjon	3-6	4
A	Første oppfølging	7	3
A	Andre oppfølging	12	3

Tabell 1: Oversikt over studiens ulike faser, hvilke og hvor mange uker den pågikk og hvor mange målinger som ble utført i hver fase.

Et bra utgangspunkt for tolkning av data vil være en stabil baseline uten store avvik for å unngå at dette skal spille kraftig inn på gjennomsnittet. Det var derfor et poeng at denne fasen skulle inneholde så mange målinger som mulig, og som man kan se i overstående tabell er det baselinefasen som inneholdt flest målinger. Tradisjonelt innen denne type design bør det være et minimum av 3-4 målinger i hver fase for å kunne påvise en endring eller en trend (Domholt, 2005; Zahn & Ottenbacher, 2001). Før det beskrives hvordan forsøkspersonene blir inkludert i studien skal det sies at denne studien er godkjent av NSD (vedlegg 2).

4.3 Inkludering av deltakere i studien

Denne studien ble gjennomført på et fysioterapiinstitutt i Oslo-området og inkluderte 2 MS-pasienter. For å bli inkludert i studien måtte de: 1) Være i en stabil fase av sykdommen, 2) Ha evnen til å kunne gå hundre meter med eller uten hjelpemiddel, 3) Ha en EDSS-score (vedlegg 3) mellom 3 og 6,5. Eksklusjonskriteriene var: 1) Sykdomsattakk siste 3 måneder, 2) Andre lidelser som kunne påvirke studiens resultater, 3) Ha mottatt fysioterapi eller annen behandling siste to måneder før studien startet ble ekskludert.

Inkluderingen av personene ble gjort i samarbeid mellom behandlende fysioterapeut og forskningsleder. Behandlende fysioterapeut kontaktet MS-pasientene kronologisk ut fra hvilken plassering de hadde på ventelisten ved det aktuelle tidspunktet. Alle MS-pasientene var kjent med instituttet fra tidligere og fikk tildelt informasjonsskriv og samtykkeerklæring (vedlegg 4) ved oppmøte på klinikken. I løpet av påfølgende uke ringte så forskningsleder til de aktuelle pasientene i samme rekkefølge som på venteliste for å avklare inklusjon- og eksklusjonskriterier. Pasientene hadde fra tidligere ikke kjennskap til forskningsleder og

kunne derfor i større grad samtykke til deltagelsen uten å føle seg presset til det. De første som ønsket å delta og som oppfylte kravene for inklusjon/eksklusjon ble inkludert og tok med seg underskrevet samtykkeskjema til første baselinemåling.

Totalt var det 4 personer som ble kontaktet med tanke på deltagelse i studien og alle var positive til å delta. 2 av personene ble ekskludert; den ene på grunn av lumbal prolaps med påvirkning av nerverot som ville gjort det vanskelig å evaluere resultatene i etterkant, og den andre ble ekskludert grunnet at personen hadde et for høyt funksjonsnivå med EDSS-score på under 3. Under følger presentasjon av de inkluderte pasientene.

4.3.1 Presentasjon av Pasient 1

Pasient 1 er en mann i midten av 50-årene. Han fikk diagnosen RRMS for 22 år siden og denne har utviklet seg til å bli SPMS. Neuropatiske smerter og redusert gangfunksjon har kommet gradvis igjennom forløpet. I hverdagen er han avhengig av å bruke rullator som hjelpemiddel ved gange, samt manuell rullestol ved distanser over hundre meter sammenhengende gange. Han sannsynlig EDSS-score er med det 6,5. Han sier at han de siste årene har sittet mye i ro og at han føler gangfunksjonen kan variere mye, -spesielt dårlig blir den når han er stresset. Pasient 1 angir sitt hovedproblem til å være smerter som flytter seg rundt i kroppen.

Behandlerne fysioterapeut undersøkte pasienten og påpekte spesielt hans generelt flekterte kroppsholdning som gikk igjen både i stående og sittende stilling. I stående var det redusert vektbering på høyre underekstremitet og høyre fot stod noe rotert utover. Han kunne øke vektberingen på høyre underekstremitet, men stod da med hyperekstendert kne. I sittende hadde han selvstendig sittende balanse, men for å finne balansen i stående trengte han lett støtte av en person. Undersøkelsestestene etter Neurac-metoden ble gjennomført og viste redusert evne til å opprettholde en nøytral stilling mellom trunkus og bekken samt generelt mer redusert styrke i høyre underekstremitet enn venstre underekstremitet.

Ut fra undersøkelsen vurderer behandlerne fysioterapeut at pasientens hovedproblem i forhold til gangfunksjon er redusert evne til å opprettholde en oppreist stilling, blant annet grunnet redusert styrke i både høyre underekstremitet og mage-/ryggregionen.

4.3.2 Presentasjon av Pasient 2

Deltaker 2 er en kvinne, også i midten av 50-årenen. Hun fikk MS-diagnosen for 5 år siden og har typen RRMS. Som sine hovedutfordringer i relasjon til gangfunksjon trekker hun frem at det høyre benet er vanskeligere å få med enn det venstre, samt at hun har generelle smerter og stivhet i høyre kroppshalvdel. I hverdagen bruker hun ingen hjelpemidler. Ut fra overstående kan hennes EDSS-score settes til 3.

Behandlende fysioterapeut undersøkte pasienten og påpekte en generelt ekstendert holdning. I stående stilling ble det observert lave fotbuer bilateralt og valgusering av høyre kne. I ett bens stående på høyre side hyperekstenderer hun i kneet med det samme hun går opp i teststillingen. Undersøkelsestester ut fra Neurac-metoden ble utført. Disse avdekket en generelt redusert styrke i begge underekstremitetene. Ved flere av testene for høyre side ble det påpekt at hun kompenserte med å elevere høyre skulder.

Ut fra undersøkelsen vurderte behandlende fysioterapeut pasient 2 sitt hovedproblem i forhold til gangfunksjon å være generelt redusert styrke i underekstremitetene, samt vanskeligheter med å opprettholde en nøytral stilling mellom bekken og trunkus.

4.4 Målinger

For å få et bredt inntrykk av pasientens gangfunksjon ble det valgt ut 4 tester som ser på ulike egenskaper ved det å gå. Av disse er det 2 som scorer kvaliteten i aktiviteten som utføres; Dynamic Gait Index (DGI) og Rivermead Visual Gait Assessment (RVGA), samt 2 som scorer kvantitative aspekter; 10 Meter Gangtest (10MWT) og Timed Up and Go (TUG).

Samtlige målinger ble utført ved samme klinikk som behandlingene. Lokalene for testingen utgjorde en 15 meter lang og 2 meter bred gang inne på klinikken og trappeoppgangen bestående av 10 trappetrinn. Scoringen ved testene DGI, TUG og 10MWT ble utført av prosjektleder, mens utførelsen av RVGA ble filmet og scoret av en annen fysioterapeut som også er en medstudent. Ved filmingen av RVGA ble kameraet plassert på samme sted og i samme høyde hver gang. Filmene ble ved avslutning av datainnsamling lagt over på en DVD og sendt til scorende terapeut. Fysioterapeuten som scoret RVGA har gjort seg kjent med testen på forhånd og prøvd den ut i klinisk praksis.

Testene DGI, 10MWT og TUG ble utført hver gang. RVGA, derimot, ble utført 5 ganger i løpet av studien. Tidspunktet for testene var ved første datainnsamling, siste før behandlingsfase, siste i behandlingsfasen og siste datainnsamling i hver av de påfølgende oppfølgingsperiodene. For oversikt over tidsplan for målinger, se vedlegg 5.

For å legge til rette for så like forhold som mulig igjennom studiets forløp, ble pasientene testet på samme tidspunkt på dagen og bedt om å ha på tøy det var lett å bevege seg i, - helst det samme hver gang. Testene ble videre utført i samme rekkefølge hver gang og det ble gitt tilstrekkelig pause så deltakeren kunne hente seg inn igjen, men maks 2 minutter. Hjelpemidler som ble brukt i hverdagen var tillatt å bruke under testingen. Deltager 1 valgte derfor å bruke rullator hver gang til alle testene – bortsett fra deltest 8 på DGI som var trappegang. I intervensjonsfasen ble det hver uke gjennomført målinger samme dag som en av behandling på fredagene. Testene ble i denne fasen utført i forkant av behandlingen samt at det ble lagt inn pause på cirka 15 minutter fra avsluttede tester til behandlingsstart for å unngå at eventuell tretthet skulle påvirke behandlingen.

Hver gang før igangsettelse av tester, ble pasientene spurt om noe som kan påvirke resultatene har skjedd siden sist (sykdom, stress o.l), samt hvordan pasienten har hatt det siden sist. Dette ble gjort for å avdekke om det lå forhold til grunn som kunne påvirke resultatene.

4.5 Tester

4.5.1 Dynamic Gait Index (DGI) (vedlegg6):

Testen er egnet for å måle mobilitetsfunksjon og dynamisk balanse (Forsberg, Andreasson, & Nilsagård, 2013). Den ble vurdert til å være relevant da den inkluderer aspekter ved gange vi møter i hverdagen. Totalt består testen av 8 delaktiviteter. Aktiviteten gange går igjen i hver enkelt test, men ved 7 av delaktivitetene gis det tilleggsoppgave som snu på hodet opp/ned og side til side, vending, over hinder, rundt hinder og trappegang. Testene utføres en gang. Utførelsen scores på en skala fra 0 = stort avvik til 3 = Normal (Shumway-Cook & Woollacott, 2012, pp. 420-422). Totalt kan man score 24 poeng og testen har en høy sensitivitet på å indikere økt risiko for fall hos MS-pasienter som scorer under 19 poeng (Forsberg et al.,

2013). Måleredskapet har både vist seg reliabel (McConvey & Bennett, 2005) og valid til å måle endringer hos MS-pasienter (Cattaneo, Regola, & Meotti, 2006; Forsberg et al., 2013).

4.5.2 Timed up and go (TUG) (vedlegg 7):

Denne testen ble benyttet for å måle funksjonell mobilitet og dynamisk balanse; evnene til å reise og sette seg, gange over kortere distanse og evne til å utføre vending. Testen ble gjennomført ved at pasienten reiste seg fra en 46 cm høy stol med armlener, for deretter å gå 3 meter rett frem, snu, gå tilbake og sette seg på stolen. Tiden som ble brukt ble notert, klokken starter idet prosjektleder sier klar-gå og stoppet når setet til pasienten traff stolen igjen. Pasienten fikk tre forsøk og gjennomsnittet av de tre gjennomføringene ble brukt som resultat. Testen er både funnet reliabel (Learmonth, Paul, McFadyen, Mattison, & Miller, 2012) og valid i forhold til MS-pasienter (Cattaneo et al., 2006).

4.5.3 10 meter gangtest (vedlegg 8):

Testen er egnet for å måle ganghastigheten til pasientene, det ble målt både ved normalt og raskt tempo. Testen ble utført i en 15 meter lang rett gang. 2 faste referansepunkter med 10 meters mellomrom markerer start og mål. På kommandoen klar-gå startet pasienten å gå fra en meter før startmerket og pasienten fortsatte å gå til hun var gått 1 meter forbi målmerket. For å avdekke hvor lang tid de brukte på distansene ble klokken startet da det første benet krysser startlinjen og stanset i det første ben krysset mållinjen. Testen ble utført tre ganger med et behagelig tempo og tre ganger så raskt de kunne. Det ble regnet ut gjennomsnitt for hvert av de to tempoene som er testresultatet. Testen er reliabel og validert som måleredskap i forhold til nevrologiske lidelser (Rossier & Wade, 2001)

4.5.4 Rivermead Visual Gait Assessment (RVGA) (vedlegg 9):

Testen ble benyttet for å gi et kvantitativt mål på kvaliteten av gange. Som utgangspunkt for bedømmelse brukte testen en beskrevet normal som utgangspunkt. Pasienten ble bedt om å gå frem og tilbake i en rett gang på 15 meter 2 ganger, i et, for dem, normalt tempo.

Gjennomføringene til pasienten ble filmet forfra, bakfra og fra siden. Testen inneholder 2 observasjoner av armene og 18 observasjoner av trunkus og underekstremiteter, hvor henholdsvis 11 er i standfase og 2 i svingfase. Hver parameter scores fra 0 = normal til 3 = stor avvik fra normalen. Totalt kan man få 59 poeng og en endring på 11 poeng ses på som

signifikant endring av gange. Testen er videre reliabel og validert i forhold til å måle kvalitative endringer på gange hos MS-pasienter (Lord, Halligan, & Wade, 1998).

4.6 Behandling

Behandlingen ble gjennomført på en fysioterapiklinikk i Oslo-området over 4 uker med 3 behandlinger hver uke på henholdsvis mandag, onsdag og fredag. Totalt ble det gitt 12 behandlinger hvor hver behandlingstid kunne vare opp til en time. Fysioterapeuten som utførte behandling har 11 års erfaring i bruk av slyngebehandling og sertifisert seg innenfor Neurac-metoden. Behandleren har jevnlig MS-pasienter til behandling, selv om denne pasientgruppen ikke utgjør hovedgruppen av pasienter ved klinikken.

I behandlingen var det utelukkende Neurac-metoden som ble benyttet i tilnærmingen til pasienten. Og fysioterapeuten individualiserte behandlingen til den enkelte pasients behov, både med tanke på hvilke øvelser som ble utført og justering av vanskelighetsgraden igjennom behandlingsforløpet. For å fremme en god kvalitet i utførelsen av øvelsen samt øke mestringsfølelsen til pasienten, benyttet terapeuten seg av verbal guideing, eventuelt manuell guideing inn i riktig bevegelse og terapeuten motiverte pasienten til å gjennomføre øvelsene med så god kvalitet som mulig.

Begge pasientene møtte til alle behandlingene, men ved to av møtene stoppet fysioterapeuten tidligere enn planlagt med deltaker 1 på grunn av deltakerens dagsform.

4.6.1 Behandling Pasient 1

I behandlingen av Pasient 1 var hovedfokuset rettet mot muskulaturen i mage, rygg og hofteregion. Spesifikk muskulatur som det i underekstremitetene ble utført øvelser for var quadriceps, samt hoftens adduktorer, abduktorer, utover rotatorer og fleksorer. Ytterligere ble det også utført øvelser som primært rettet seg mot trunkal muskulatur, som for eksempel plankeøvelsen. Det ble benyttet ulike utgangsstillinger slik som ryggliggende, mageliggende, sideliggende og de siste gangene ble også knestående introdusert. I samtlige av øvelsene var det essensielt at pasienten kunne opprettholde en optimal stilling mellom bekken og trunkus gjennom hele utførelsen for å legge til rette for godt aktivert kjernemuskulatur og bedre distal aktivering av muskulatur.

Øvelsene ble ved alle 12 behandlinger utført dynamisk med 1-3 serier med 5 repetisjoner. De 6 første behandlingene ble øvelsene først utført isometrisk i opp til 60 sekunder før øvelsene deretter ble utført dynamisk. Antallet øvelser varierte mellom 5-8 i hver behandling og skyldes behandlende terapeuts vurderinger i forhold til pasientens dagsform. Alle øvelsene ble i hele perioden gjennomført til utmattelse.

For at pasienten skulle ha mulighet til å utføre øvelsene var det nødvendig med tilpasning av vanskelighetsgrad. I starten benyttet terapeuten blant annet en ekstra slynge som var festet med strikk og plassert omkring trunkus for å avlaste kroppsvekten til pasienten. For å få et så naturlig bevegelsesmønster som mulig og aktivering av ønsket muskulatur ble guideing benyttet av terapeuten. Utover i forløpet ble behovet for både strikkavlastning og guideing mindre og pasienten kunne i større grad gjøre øvelsene på egenhånd. Terapeuten fungerte da mest som observatør og tilrettelegger for egnet vanskelighetsgrad når det var behov for det.

4.6.2 Behandling Pasient 2

For Pasient 2 var hovedfokuset å øke den generelle styrken i underekstremitetene, spesielt høyre da denne viste seg noe svakere ved undersøkelsen. Spesielt ble øvelsene rettet mot hoftens ekstensorer, fleksorer, abduktorer og utadrotatorer samt hamstrings. Øvelser som mer spesifikt var rettet mot aktivering av trunkal muskulatur ble også gjennomført, samtidig som det i samtlige øvelser ble satt krav til å kunne opprettholde en god stilling mellom trunkus og bekken. Utgangsstillinger som ble benyttet i behandlingen av Pasient 2 var ryggliggende, sideliggende og mageliggende, samt at hun de siste 3 ganger har en øvelse i stående.

Øvelsene ble ved første behandling utført med isometrisk hold i opp til 60 sekunder før de ble utført dynamisk med 1-3 serier av 5 repetisjoner. Den dynamiske utførelsen av øvelsen var det som ble praktisert i resten av behandlingsperioden. Ved de 2 første behandlingene utførte hun 5 øvelser, mens ved resten av behandlingene ble det utført 8 øvelser. Øvelsene ble alle gjort til utmattelse.

For å tilpasse vanskelighetsgraden til Pasient 2 sitt nivå benyttet terapeuten de første 3 behandlingene hjelpestrikk omkring trunkus for å avlaste deler av pasientens kroppstygde. Terapeuten guidet i tillegg pasienten gjennom de første gjennomførelsene av nye øvelser med tanke på å fremme normal bevegelsesmønster. Ved de resterende 9 behandlingene utførte hun øvelsene tilfredsstillende og behandlende terapeut holdt seg i bakgrunnen som observatør og tilpasset vanskelighetsgrad i enkelte tilfeller hvor det var nødvendig.

4.7 Statistikk

Resultatene er presentert i grafer og visuelt analysert, en metode som i følge Domholt (2005) er beskrevet som egnet for denne type design. I den statistiske bearbeidingen benyttes 2 SD band-metoden (2 standardavvik). For å indikere en statistisk signifikant endring i testen skal et minimum av to etterfølgende målinger falle utenfor 2 standardavvik (Nourbakhsh & Ottenbacher, 1994). Det ble i forkant av studien informert om at første testresultat på baseline (A) ikke ville bli inkludert i de statistiske beregningene, grunnet risiko for stor læringseffekt mellom første og andre gjennomføring. Resterende målinger fra baseline ble brukt til å utarbeide gjennomsnittet av utførelsen og videre beregne +/- 2 SD.

4.8 Etiske betraktninger

Før studien startet ble det sendt søknad vedlagt prosjektskissen og samtykkeerklæring for deltakelse i studien til Norsk Samfunnsvitenskapelig Datatjeneste (NSD) for godkjenning. Da NSD hadde godkjent studien ble personene med MS som stod på venteliste ved den lokale fysioterapiklinikken kontaktet i kronologisk rekkefølge. Pasientene som ble inkludert i studien skrev under på et samtykkeskjema. De ble informert om at de blir anonymisert og de kan trekke seg fra studien uten å informere om årsaken, når som helst, helt frem til analysearbeidet av data starter etter fullført datainnsamling.

I forbindelse med RVGA-testen ble pasientene filmet. Disse filmene ble lagret i en skuff på forskningslederens kontor, skuffen var låst i perioden og kun vedkommende hadde tilhørende nøkkel. Filmene vil bli slettet når prosjektet er avsluttet i 2014, med mindre det innhentes skriftlig samtykke fra deltakerne med tanke på bruk av filmene i formidling av studien. Andre data fra studien ble anonymisert, lagret forsvarlig og slettet i løpet av 2014.

Alle personene som inngikk i inklusjon/eksklusjon, behandling og måling av pasientene var fysioterapeuter og var med det underlagt generelle regler i forhold til taushetsplikt.

I studien var det lagt opp til mange målinger og intensiv behandling, noe som før igangsettelsen kunne betraktes som krevende for pasientene. Behandlende fysioterapeut hadde derfor mulighet til å tilpasse intervensjonen etter pasientens funksjonsnivå på behandlingsdagen. I intervensjonsfasen ble det gjort målinger i forkant av behandlingene en dag i uken. Dette ble gjort med hensyn til at pasienten skulle slippe en reisedag og dermed få lavere totalbelastning. I denne perioden ble det også lagt inn en hvilepause mellom gjennomførte målinger og igangsettelse av behandling for at pasienten skulle være så opplagt som mulig til behandlingen. Min erfaring med pasienter med MS tilsier dog at behandlinger med relativt rask frekvens mellom behandlingsdagene tolereres fint av pasienten, så lenge det legges til rette for tilpasning i forhold til dagsform.

5.0 Resultater

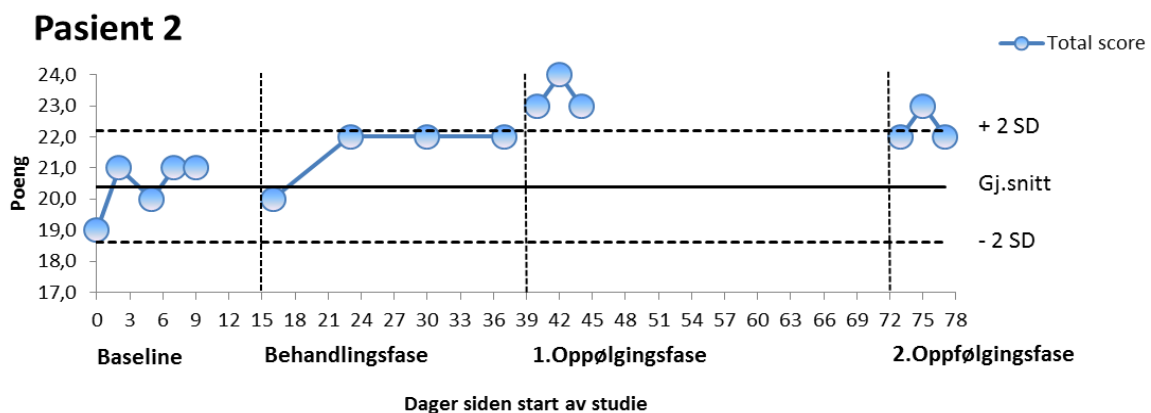
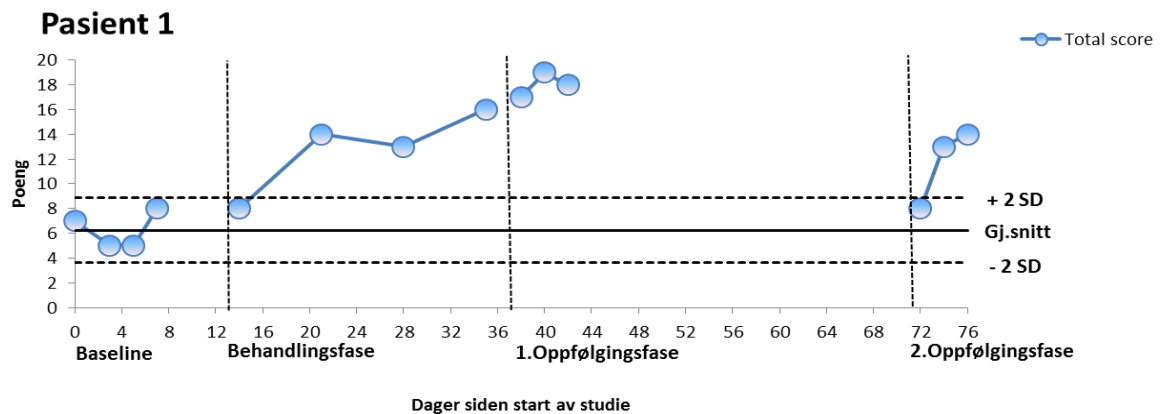
Begge pasientene møtte opp til alle målingene. I fremstillingen av dataene tas dog de to første baselinemålingene ut av det statistiske beregningsgrunnlaget for pasient 1 på grunn av at han ved de to første målingene utførte testene med sko og pasienten holdt ved flere anledninger på å falle. Av sikkerhetsmessige hensyn ble resten av testene derfor gjennomført uten sko, men med sokker. Han brukte også en rullator ved alle testene, da dette er hans hjelpemiddel i det daglige. Pasient 2 brukte også sokker under testene, men brukte ikke hjelpemiddel.

5.1 Dynamic Gait Index (DGI)

Pasient 1 viser noe ustabil utførelse i baseline og har ut fra den totale poengsummen en variasjonsbredde på 3. Han viser deretter til signifikant bedre resultater i behandlingsfasen og første oppfølgingsfase. I andre oppfølgingsfase er første måling innenfor +/- 2 SD, mens de to resterende er utenfor + 2 SD og resulterer i et signifikant resultat også i denne fasen.

Pasient 2 har i begynnelsen en gradvis forbedring av totalscore i starten av baseline, mens de fire siste målingene er jevne. Variasjonsbredden er på 2 i baseline perioden. I løpet av behandlingsfasen blir resultatene, bortsett fra den første målingen, utført stabilt tett opp

mot + 2 SD og viser en trend i mot bedre testresultat. I første oppfølgingsfase var resultatet signifikant med alle de tre punktene utenfor + 2 SD og har maks oppnåelig score på den ene gjennomførelsen. Det er ingen signifikant endring i totalscore i andre oppfølgingsperiode, men igjen er det en sterk trend mot at hun scorer bedre enn ved baseline.



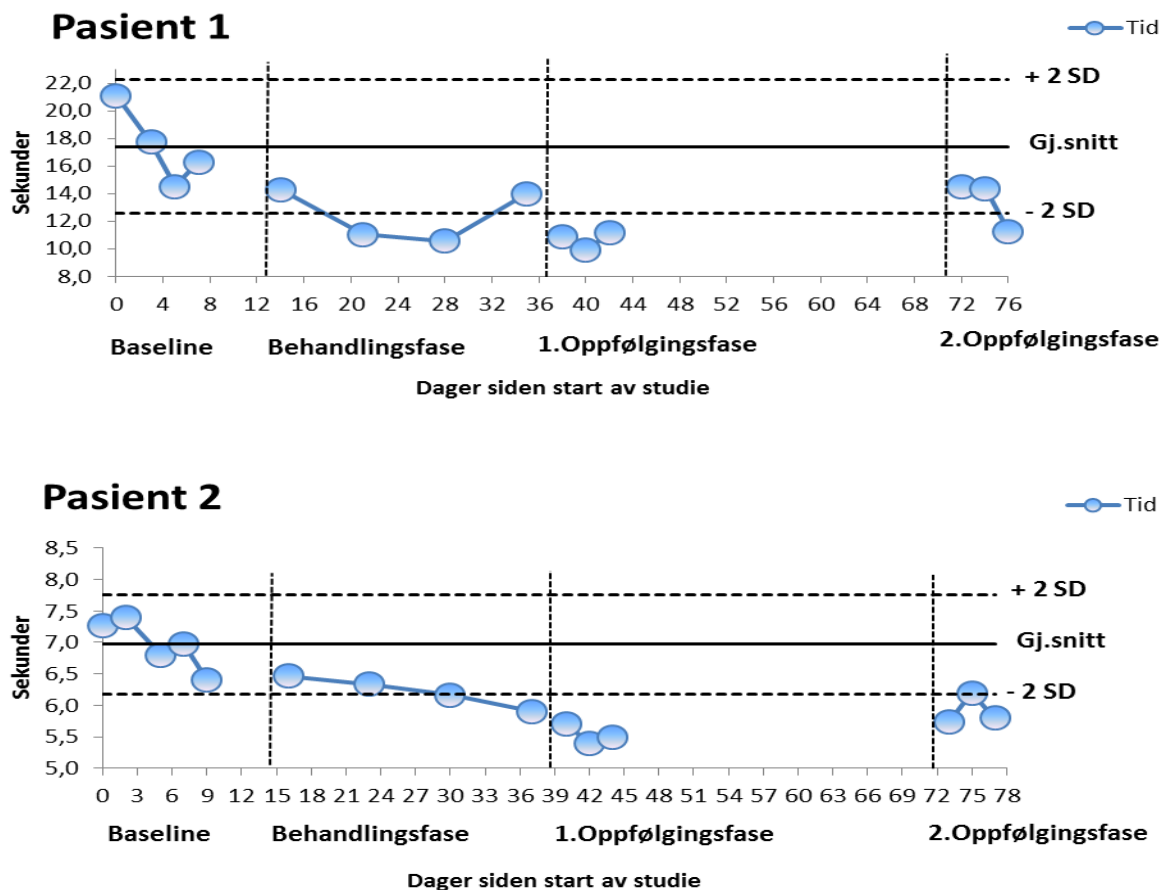
Figur 1: Dynamic gait index (DGI) målt i poeng for Pasient 1 og 2 på baseline, i behandlingsfasen, samt første og andre oppfølgingsfase. Merk at det er forskjell på x- og y-aksen for pasientene.

5.2 Timed Up & Go (TUG)

Pasient 1 har en gradvis forbedring i utførelse gjennom de tre første baselinemålingene med en variasjonsbredde på 6,6 sekunder. Han utførte testen signifikant raskere i behandlingsfasen. Den første og siste målingen i behandlingsfasen er dog innenfor +/- 2 SD. I første oppfølgingsuke er det fortsatt signifikant endring, mens det i andre oppfølgingsuke også vises en tendens til raskere gjennomførelse i forhold til baseline.

Pasient 2 har relativt stabile baselinemålinger med en variasjonsbredde på 1,1 sekund. Likevel kan man legge merke til at det er en gradvis forbedring av tiden i løpet av

baselinemålingene. De to målingene som blir gjort i intervensjonsfasen viser en gjennomførelse på samme nivå som siste baselinemåling. Resterende målinger faller utenfor $- 2$ SD og viser en signifikant endring i alle fasene. I andre oppfølgingsfase kan det bemerkes at resultatene ligger tettere på $- 2$ SD enn første oppfølgingsfase.



Figur 4: Timed Up and Og (TUG) målt i sekunder for Pasient 1 og 2 på baseline og behandlingsfase, samt første og andre oppfølgingsperiode. Merk at x- og y-aksene ikke har samme verdier i diagrammene.

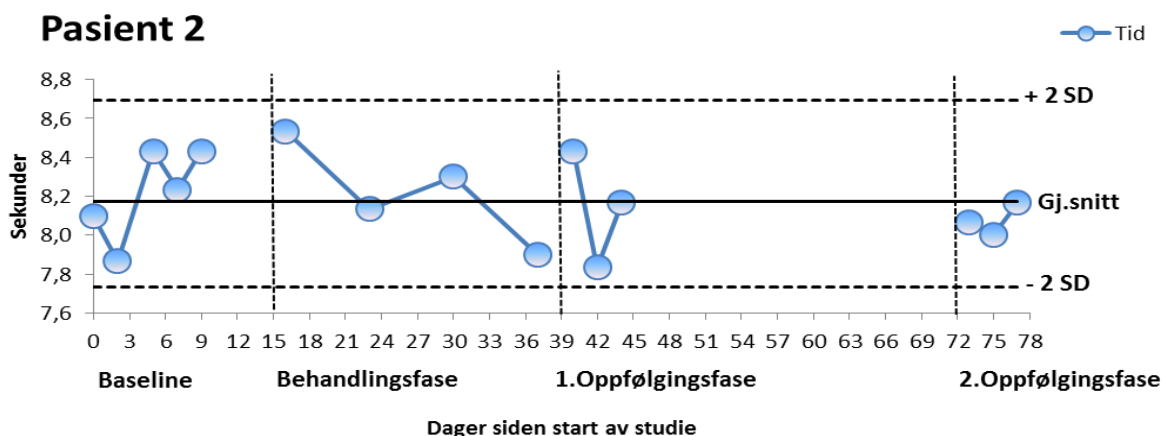
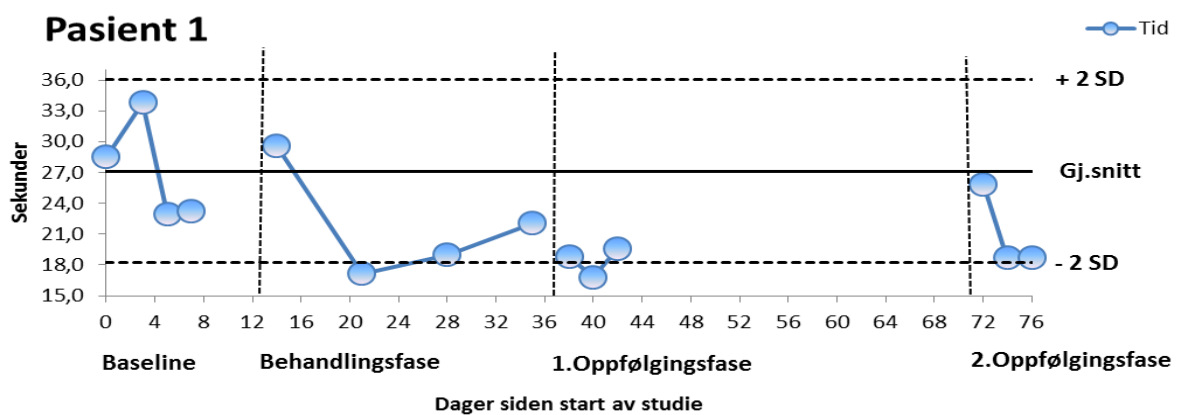
5.3 10 meter gangtest (10MWT)

5.3.1 Vanlig tempo

Pasient 1 har meget ustabile baselinemålinger ved gjennomføring, med en variasjonsbredde på 20 sekunder. I intervensjonsfasen er det stor endring i tidsbruk mellom første og andre måleresultat, før resterende resultater ligger tett opp mot $- 2$ SD. Dette kan indikere at det er en tendens i resultatene. I oppfølgingsfasene kan man også ligger tett på $- 2$ SD og tyder også her på at det er en tendens mot at han har gått raskere. Omregner man gjennomsnittet

i hver enkelt av studiens fase til meter per sekund har han på baseline et tempo tilsvarende 0,39, i behandlingsfasen 0,45, 1.oppfølgingsfase 0,54 og i 2.oppfølgingsfase 0,47.

Pasient 2 utfører de 2 første baselinemålingene raskest før det går noe langsommere på de tre siste og har en variasjonsbredde på 1,7sekund. I ingen av fasene er det punkter som går ut over +/- 2 SD, heller ikke flere påfølgende punkter som ligger tett på +/- 2 SD. Målt i meter per sekund har pasient 2 et gjennomsnittlig tempo som tilsvarer 1,22 i alle faser.



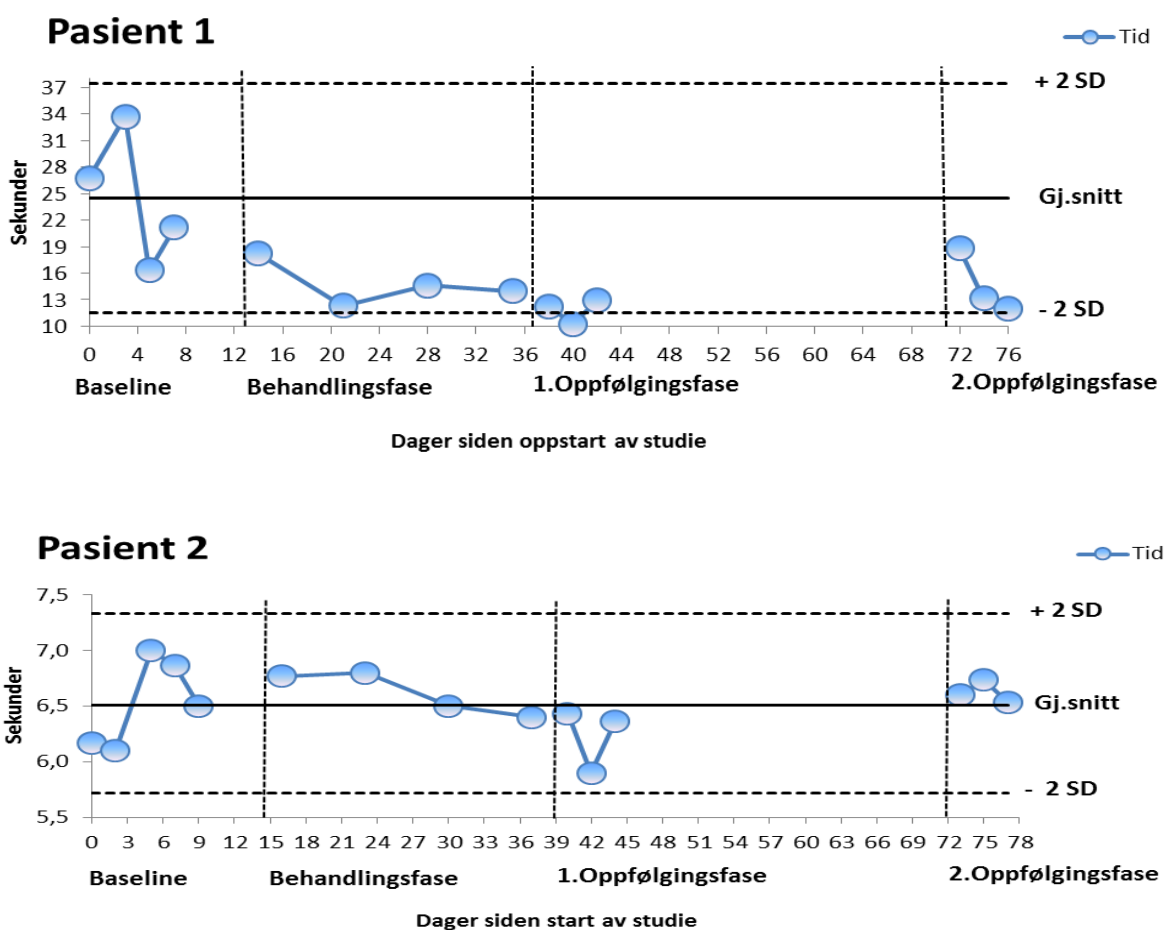
Figur 2: 10 meter gangtest (10MTW) normalt tempo målt i sekunder for Pasient 1 og 2 i henholdsvis baseline, behandlingsfase samt første og andre oppfølgingsfase. Merk at x- og y-aksen ikke er like for de to pasientene.

5.3.2 Raskt tempo

Pasient 1 har en meget ustabil baseline med en variasjonsbredde på 23,5 sekunder. I intervensjonsfasen er alle resultatene innenfor +/- 2 SD, men de ligger tett på grensen for - 2 SD og resultatene viser med det en tendens. I første oppfølgingsfase og andre

oppfølgingsfase er det også en tendens til raskere gange i resultatene. Ved baseline har han et tempo på 0,4 meter per sekund (m/s), i behandlingsfasen 0,65 m/s, første oppfølgingsfase 0,85 m/s og andre oppfølgingsfase 0,65.

Pasient 2 har på baseline en variasjonsbredde på 1,5 sekund. Ingen av målingene er utenfor +/- 2 SD i noen av de påfølgende fasene. Det er ingen tendens til endret tempo i gange i noen av fasene. Regner man om til meter per sekund ut fra gjennomsnittet i hver fase så har hun i baseline og behandlingsfase et tempo tilsvarende 1,5, mens hun i første oppfølgingsfase har 1,6 og i andre oppfølgingsfase 1,5.



Figur 3: 10 meter gangtest (10MTW) raskt tempo målt i sekunder for Pasient 1 og 2 på baseline, behandlingsfase samt første og andre oppfølgingsfase.

5.4 Rivermead Visual Gait Assesment (RVGA)

Denne testen ble som tidligere nevnt utført 5 ganger i løpet av studien. Tidspunktene for utførelsen av testen var ved første og siste baselinemåling, samt ved siste dag for måling i de

tre resterende fasene. Ut fra studiens design, SSED, er det da ikke tilstrekkelig med observasjoner til å fremstille og analysere resultatene for å se etter eventuelle tendenser eller statistisk- og klinisksignifikante endringer, slik som ved de andre testene. RVGA-resultatene blir presentert i tabell som inneholder total poengsum samt poengene pasienten fikk på hver enkelt delkomponent, noe som gjøres for både høyre og venstre side. Tanken bak RVGA-resultatene er at de kan supplere resultatene fra de andre testene når disse holdes opp mot teori.

5.4.1 Høyre side

Pasient 1 får registrert endringer på 6 av 18 delkomponenter på sin høyre side, hvorav 4 er i standfase og 2 i svingfase. Lavest totalscore fikk han i første oppfølgingsfase, med en forbedring fra siste baselinemåling på 4 poeng. I andre oppfølgingsperiode er han tilbake i samme totalscoreområde som ved baseline. Delkomponent 3, «Trunkus flektert», er den komponenten som får poeng fra tre nivåer på skalaen, med et moderatavvik (2) ved baseline til normal i første oppfølgingsfase (0). Eneste delkomponent hvor poengene blir satt til normal gjennom alle fasene var komponent 12, «Inversjon økt». De resterende 11 delkomponentene fikk poeng som viser at de avviker fra det normale bevegelsesmønsteret og beholdt samme poeng gjennom alle fasene.

Pasient 1	Faser og antall dager siden start av studie				
	A	A	B	A	A
	Baseline Dag 0	Baseline Dag 7	Behandling Dag 35	1.Oppfølging Dag 42	2.Oppfølging Dag 76
Total poengsum	26	24	22	20	24
Delkomponenter					
<i>Overkropp</i>					
1 Skulder deprimert	1	1	1	1	1
2 Albue fleksjon	1	1	1	1	1
<i>Standfase</i>					
3 Trunkus flektert*	2*	2*	1*	0*	1*
4 Trunkus side fleksjon mot høyre*	1*	1*	1*	0*	1*
5 Trunkus/bekken lateral forskyvning økt	1	1	1	1	1
6 Kontralateral hoftedropp	1	1	1	1	1
7 Hofte ekstensjon redusert	1	1	1	1	1
8 m/rotasjon bakover	2*	1*	1*	1*	2*
9A Kne fleksjon økt ved initial kontakt	2*	2*	1*	1*	2*
10A m/igjennom fase	1	1	1	1	1
9B Kne ekstensjon økt ved initial kontakt					
10B m/igjennom fase					
11A Ankel i økt plantar fleksjon	2	2	2	2	2
11B Ankel i økt plantar ekstensjon					
12 Inversjon økt	0	0	0	0	0
13 Plantarfleksjon redusert ved fraspark	2	2	2	2	2
<i>Svingfase</i>					
14 Trunkus fremover	1	1	1	1	1
15 Trunkus side fleksjon mot høyre	1	1	1	1	1
16 Bekken elevasjon	1	1	1	1	1
17 Bekken bakoverrotasjon*	1*	0*	1*	1*	1*
18 Hoftefleksjon redusert	1	1	1	1	1
19 Knefleksjon redusert*	2*	2*	1*	1*	2*
20 Ankel i økt plantarfleksjon	2	2	2	2	2

Tabell 2: RVGA for Pasient 1 sin høyre side ved studiens baseline, behandlingsfase og begge oppfølgingsfasene. Poengskalaen for hver delkomponent går fra 0-3 hvor 0 = normal, 1 = lite avvik, 2 = moderat avvik og 3 = stort avvik. Delkomponenter hvor det skjer en endring i løpet av studiens forløp er merket med * langs med hele raden. De delkomponentene som har A og B betyr at det kun er en av dem som skal settes poeng på, og derfor er noen ruter blanke. Merk også at delkomponent 1, 3, 4, 5, 14 og 15 kan ha indikator for hvilken anatomisk stilling eller retning avviket har.

Pasient 2 har 8 delkomponenter som får forskjellige poeng igjennom studiens faser, hvorav 1 er i overkropp, 6 i standfasen og 1 i svingfasen. Den laveste poengsummen får hun i behandlingsfasen med 9 poeng totalt, som er 3 poeng lavere enn ved laveste poengsum på baseline. I løpet av oppfølgingsperiodene har hun først en poengsum tilsvarende første måling på baseline, før hun avslutter med en score som er 1 poeng unna laveste poengsum. Pasient 2 har 6 delkomponenter som får poeng tilsvarende normal (0), dette er

delkomponent 2, 8, 12, 13, 16 og 17 som vist i tabell 3. De resterende 6 delkomponentene, henholdsvis 3 i standfasen og 3 i svingfasen, avviker fra normalen og får samme poeng i alle studiens faser.

Pasient 2	Faser og antall dager siden start av studie				
	A	A	B	A	A
	Baseline Dag 0	Baseline Dag 9	Behandling Dag 37	1.Oppfølging Dag 44	2.Oppfølging Dag 77
Total poengsum	13	12	9	13	10
Delkomponenter					
<i>Overkropp</i>					
1 Skulder deprimert*	1*	1*	1*	2*	1*
2 Albue fleksjon	0	0	0	0	0
<i>Standfase</i>					
3 Trunkus ekstendert	1*	1*	0*	1*	1*
4 Trunkus side fleksjon mot høyre	1	1	1	1	1
5 Trunkus/bekken lateral forskyvning red	1	1	1	1	1
6 Kontralateral hofte dropp	0	0	0	0	0
7 Hofte ekstensjon redusert*	1*	1*	0*	1*	1*
8 m/rotasjon bakover	0	0	0	0	0
9A Kne fleksjon økt ved initial kontakt					
10A m/igjennom fase					
9B Kne ekstensjon økt ved initial kontakt	1*	1*	1*	0*	0*
10B m/igjennom fase*	1*	0*	1*	1*	0*
11A Ankel i økt plantar fleksjon*	1*	1*	0*	0*	0*
11B Ankel i økt plantar ekstensjon					
12 Inversjon økt	0	0	0	0	0
13 Plantarfleksjon redusert ved fraspark*	0*	0*	0*	1*	0*
<i>Svingfase</i>					
14 Trunkus bakover*	1*	1*	0*	1*	1*
15 Trunkus side fleksjon mot høyre	1	1	1	1	1
16 Bekken elevasjon	0	0	0	0	0
17 Bekken bakoverrotasjon	0	0	0	0	0
18 Hoftefleksjon redusert	1	1	1	1	1
19 Knefleksjon redusert	1	1	1	1	1
20 Ankel i økt plantarfleksjon	1	1	1	1	1

Tabell 3: RVGA for Pasient 2 sin høyre side i studiens baseline, behandlingsfase og begge oppfølgingsfasene. Poengskalaen for hver delkomponent går fra 0-3 hvor 0 = normal, 1 = lite avvik, 2 = moderat avvik og 3 = stort avvik. Delkomponenter hvor det skjer en endring i løpet av studiens forløp er merket med * langs med hele raden. De delkomponentene som har A og B betyr at det kun er en av dem som skal settes poeng på, og derfor er noen ruter blanke. Merk også at delkomponent 1, 3, 4, 5, 14 og 15 kan ha indikator for hvilken anatomisk stilling eller retning avviket har.

5.4.2 Venstre side

For sin venstre side får Pasient 1 registrert 6 delkomponenter som endrer sin poengsum igjennom studiens faser hvorav 1 er i overkroppen, 3 er i standfasen og 2 i svingfasen. Han oppnår sine laveste poengsummer i behandlingsfasen (22) og første oppfølgingsfase (21), noe som er 3-5 poeng lavere enn på baseline. I andre oppfølgingsfase får han en poengsum som er 1 poeng lavere enn høyeste på baseline. Delkomponent 16 i svingfasen, «Bekken elevasjon», er eneste som får poengsum tilsvarende normal (0) i alle faser, mens ingen av de andre delkomponenten på noe tidspunkt får poeng 0 i noen av fasene. Derimot får 2 delkomponenter, henholdsvis 10A «Knefleksjon gjennom stanfase økt» og 13 «Plantarfleksjon redusert ved fraspark», poengsum tilsvarende moderat avvik (2) i alle faser.

Pasient 1	Faser og antall dager siden start av studie				
	A	A	B	A	A
	Baseline Dag 0	Baseline Dag 7	Behandling Dag 35	1.Oppfølging Dag 42	2.Oppfølging Dag 76
Total poengsum	25	26	22	21	24
Delkomponenter					
<i>Overkropp</i>					
1 Skulder	1	1	1	1	1
2 Albue fleksjon*	1*	1*	1*	1*	2*
<i>Standfase</i>					
3 Trunkus flektert	1	1	1	1	1
4 Trunkus side fleksjon mot venstre	1	1	1	1	1
5 Trunkus/bekken lateral forskyvning økt	1	1	1	1	1
6 Kontralateral hoftedropp*	2*	2*	1*	1*	2*
7 Hofte ekstensjon redusert	1	1	1	1	1
8 m/rotasjon bakover	1	1	1	1	1
9A Kne fleksjon økt ved initial kontakt*	1*	1*	1*	1*	2*
10A m/igjennom fase	2	2	2	2	2
9B Kne ekstensjon økt ved initial kontakt					
10B m/igjennom fase					
11A Ankel i økt plantarfleksjon*	2*	2*	1*	1*	1*
11B Ankel i økt plantar ekstensjon					
12 Inversjon økt*	1*	2*	1*	1*	1*
13 Plantarfleksjon redusert ved fraspark	2	2	2	2	2
<i>Svingfase</i>					
14 Trunkus fremover	1	1	1	1	1
15 Trunkus side fleksjon mot høyre	1	1	1	1	1
16 Bekken elevasjon	0	0	0	0	0
17 Bekken bakoverrotasjon	1	1	1	1	1
18 Hoftefleksjon redusert*	2*	2*	1*	1*	1*
19 Knefleksjon redusert	1	1	1	1	1
20 Ankel i økt plantarfleksjon*	2*	2*	2*	1*	1*

Tabell 4: RVGA for Pasient 1 sin venstre side i studiens baseline, behandlingsfase og begge oppfølgingsfasene. Poengskalaen for hver delkomponent går fra 0-3 hvor 0 = normal, 1 = lite avvik, 2 = moderat avvik og 3 = stort avvik. Delkomponenter hvor det skjer en endring i løpet av studiens forløp er merket med * langs med hele raden. De delkomponentene som har A og B betyr at det kun er en av dem som skal settes poeng på, og derfor er noen ruter blanke. Merk også at delkomponent 1, 3, 4, 5, 14 og 15 kan ha indikator for hvilken anatomisk stilling eller retning avviket har.

Pasient 2 får registrert forandring i poengsum ved 7 av delkomponentene igjennom studiens forløp. 1 av disse kom i overkroppen, 4 i standfasen og 2 i svingfasen. Hun får sine laveste totale poengsummer i behandlingsfasen (7) og første oppfølgingsfase (8). Disse utgjør en forskjell i poengsum på 2-4 i forhold til baseline og 2 poeng i forhold til andre oppfølgingsperiode. Totalt er det 8 delkomponenter som blir registrert som normal (0) gjennom alle faser, og hun får ellers kun registrert små avvik (1).

Pasient 2	Faser og antall dager siden start av studie				
	A	A	B	A	A
	Baseline Dag 0	Baseline Dag 9	Behandling Dag 37	1.Oppfølging Dag 44	2.Oppfølging Dag 77
Total poengsum	11	10	7	8	10
Delkomponenter					
<i>Overkropp</i>					
1 Skulder elevert	1	1	1	1	1
2 Albue fleksjon*	0*	1*	0*	1*	1*
<i>Standfase</i>					
3 Trunkus ekstendert	1	1	1	1	1
4 Trunkus side fleksjon mot høyre	0	0	0	0	0
5 Trunkus/bekken lateral forskyvning økt	1*	0*	0*	0*	1*
6 Kontralateral hoftedropp*	1*	1*	0*	0*	1*
7 Hofte ekstensjon redusert	1	1	1	1	1
8 m/rotasjon bakover*	1*	1*	1*	0*	0*
9A Kne fleksjon økt ved initial kontakt					
10A m/igjennom fase					
9B Kne ekstensjon økt ved initial kontakt	0	0	0	0	0
10B m/igjennom fase*	1*	0*	1*	1*	1*
11A Ankel i økt plantar fleksjon	0	0	0	0	0
11B Ankel i økt plantar ekstensjon					
12 Inversjon økt	0	0	0	0	0
13 Plantarfleksjon redusert ved fraspark	0	0	0	0	0
<i>Svingfase</i>					
14 Trunkus fremover	0	0	0	0	0
15 Trunkus side fleksjon mot venstre	0	0	0	0	0
16 Bekken elevasjon*	1*	1*	0*	1*	1*
17 Bekken bakoverrotasjon	0	0	0	0	0
18 Hoftefleksjon redusert	1	1	1	1	1
19 Knefleksjon redusert	1	1	1	1	1
20 Ankel i økt plantarfleksjon*	1*	1*	0*	0*	0*

Tabell 5: RVGA for Pasient 2 sin venstre side i studiens baseline, behandlingsfase og begge oppfølgingsfasene. Poengskalaen for hver delkomponent går fra 0-3 hvor 0 = normal, 1 = lite avvik, 2 = moderat avvik og 3 = stort avvik. Delkomponenter hvor det skjer en endring i løpet av studiens forløp er merket med * langs med hele raden. De delkomponentene som har A og B betyr at det kun er en av dem som skal settes poeng på, og derfor er noen ruter blanke. Merk også at delkomponent 1, 3, 4, 5, 14 og 15 kan ha indikator for hvilken anatomisk stilling eller retning avviket har.

6.0 Diskusjon

6.1 Oppsummering av resultater

Denne studien har hatt til hensikt å undersøke om individualisert fysioterapibehandling ved bruk av Neurac-metoden påvirket gangfunksjonen til de to inkluderte MS-pasientene. Begge pasientene fikk signifikante endringer på DGI og TUG. Spesielt på DGI scoret pasientene signifikant i alle faser etter baseline. Også ved TUG var det signifikant endring i score for begge pasienter i behandlingsfasen og første oppfølgingsfase. I andre oppfølgingsfase var det en tendens til raskere utførelse hos Pasient 1, mens Pasient 2 scorer signifikant bedre også her.

I forhold til 10MTW tenderte Pasient 1 til å gå raskere i alle faser etter baseline ved både normal og raskt tempo. Pasient 2 derimot viste ingen endring utover normalvariasjon i noen av fasene ved de ulike tempoene.

Med tanke på resultatene fra RVGA må disse tolkes med omhu da de ble gjort for få ganger til å kunne påvise tendenser og signifikante endringer. Pasient 1 hadde på baseline totale poengsummer som var plassert +/- 1 fra 25 på begge sider. Han oppnår lavere poengsum enn på baseline både i behandlingsfase og første oppfølgingsfase på begge sider. Den laveste poengsummen oppnår han i første oppfølgingsfase for begge sider med henholdsvis 20 poeng på høyre side og 21 poeng på venstre side. I andre oppfølgingsfase får han igjen poengsum som på baseline med +/-1 fra 25 for begge sider. For Pasient 2 sin del har hun på baseline et poengs forskjell mellom de to målingene på høyre (13-12) og venstre side (11-10). Hun oppnår sin laveste poengsum for begge sider i behandlingsfasen med henholdsvis 9 poeng for høyre side og 7 poeng for venstre side. I andre oppfølgingsfase scorer høyre side det samme som den høyeste scoren på baseline, - som er 13. Venstre side holder seg fortsatt

lavere enn baseline, med sine 8 poeng. I andre oppfølgingsfase ser man at høyre og venstre side får samme poengsum, med 10 poeng.

6.2 Drøfting av resultat i forhold til tidligere forskning

Som tidligere nevnt, er det ikke tidligere publisert studier som undersøker hvordan fysioterapibehandling ved bruk av Neurac-metoden påvirker gangfunksjonen hos MS-pasienter. Prinsippene som ligger til grunn for metoden kan man finne igjen innen styrketrening, spesielt trening av maksimal styrke. Dog er det også svært få studier som har sett nærmere på hvordan trening av maksimal styrke påvirker MS-pasienter og ingen av disse har benyttet måleredskaper tilsvarende aktivitetsnivå i ICF-modellen. Derfor vil den videre drøftingen ta utgangspunkt i tidligere studier hvor progressiv styrketrening er benyttet i trenings- eller behandlingstilnærmingen. Progressiv styrketrening er en metode som er benyttet i flere studier og har vist seg som en trygg og egnet tilnærming til MS-pasienter (U Dalgas et al., 2008; Kjølhede et al., 2012; Rietberg et al., 2011).

Ganghastigheten er en av egenskapene denne studien undersøker om kan påvirkes av behandlingen. Blant tidligere studier rettet mot progressiv styrketrening er det også flere som har benyttet denne egenskapen som et effektmål. Viktige studier i dette henseende er RCT-studiene U. Dalgas et al. (2009) og K. Dodd et al. (2011), samt studiene til White et al. (2004) og K. J. Dodd, Taylor, Denisenko, and Prasad (2006) som ikke var randomisert og benyttet designet en «gruppepretest-posttest».

Begge RCT studiene målte ganghastigheten ut fra 10MWT, men resultatene de fikk var ulike. K. Dodd et al. (2011) kunne ikke påvise noen signifikant endring etter endt behandling, sammenlignet med sin kontrollgruppe som fikk «behandling som vanlig» uten progressiv styrketrening. U. Dalgas et al. (2009) derimot, konkluderte i sin studie med signifikant endring i ganghastighet sammenlignet med sin kontrollgruppe som bestod av ventelistepasienter. Begge studier hadde oppfølging etter 12 uker hvor det i studien til U. Dalgas et al. (2009) fortsatt var signifikante resultater. I den studien hadde pasientene imidlertid mulighet til å trene i perioden mellom avsluttet behandling og oppfølgingen. De ulike kontrollgruppene, samt at pasientene i det ene studiet hadde mulighet til å trene frem mot kontrollen, har med stor sannsynlighet bidratt til at studiene spriker resultatmessig. Det

er også andre forskjeller mellom studiene som kan være med på å forklare resultatene samt trekkes videre opp mot denne studiens resultater.

Progresjonen i øvelsene er også et område hvor de to RCT studiene er veldig ulike. I studien til K. Dodd et al. (2011) ble øvelsene utført i 2 sett med 10-12 repetisjoner ved 12 RM. Da pasienten klarte 12 repetisjoner i begge settene ble vekten økt. Progresjonen i U. Dalgas et al. (2009) sin studie derimot, varierte både på sett (3-4), repetisjoner (8-12) og belastning i henhold til RM (15-8). Dette sannsynliggjør at variasjonen og den totale treningsbelastningen har vært større i U. Dalgas et al. (2009) sin studie. I forhold til denne studien er det ingen signifikante endringer i ganghastighet til tross for at styrketreningen bestod av øvelser med tung vektmotstand (5 RM) og stor treningsmengde (3 ganger per uke). Ut fra overstående kan det tenkes at studiens varighet (4 uker) er årsaken til at det ikke oppnås signifikante endringer.

Resultatene fra studiene til Taylor, Dodd, Prasad, and Denisenko (2006) og White et al. (2004) kan ytterligere sannsynliggjøre faktorene progresjon, intensitet og varighet i styrketrening som avgjørende for å få en endring i ganghastighet. I Taylor et al. (2006) sin studie fikk de en signifikant raskere ganghastighet, etter 10 uker med progressiv styrketrening 2 ganger i uken, med en varighet på 60 minutter i hver behandling, og med en belastning på 60-80 % av 1 RM. Mens studien til White et al. (2004) konkluderte med at progressiv styrketrening ikke hadde en effekt på ganghastigheten etter en 8 uker lang treningsperiode bestående av 2 behandlinger i uken med en varighet på 30 minutter hver gang med en belastning på 50-70 % av 1 RM. Igjen tyder det på at studien med den høyeste treningsbelastningen, tyngste vektmotstand og lengste varighet oppnår den største endringen i ganghastighet. Da denne studien, som nevnt, har en høyere ukentlig treningsbelastning samt utfører øvelsene med tyngre vektmotstand kunne det vært spennende å utføre denne studien med en lengre behandlingsfase, for eksempel 10-12 uker.

Videre ble det i denne studien undersøkt om behandlingen påvirket pasientenes dynamiske balanse og evnen til å adaptere gangen. Disse egenskapene ble undersøkt ved bruk av TUG samt DGI. Tidligere studier har også undersøkt om progressiv styrketrening påvirker disse egenskapene. Studiene til Sabapathy, Minahan, Turner, and Broadley (2011), Souza-Teixeira

et al. (2009) og Freeman et al. (2010) kan vise til signifikante resultater i forhold til bedret dynamisk balanse ut fra TUG. Derimot viste studien til DeBolt and McCubbin (2004) ingen endring av dynamisk balanse ut fra samme måleredskap. Alle studiene hadde en behandlingsperiode på 8 uker med behandlinger/treninger 2 ganger i uken. Spesielt 2 faktorer kan tenkes å spille inn på studienes ulike resultater, nemlig graden av supervisjon og øvelsesutvalg.

Med tanke på graden av supervisjon er styrketreningen i Sabapathy et al. (2011) og Souza-Teixeira et al. (2009) supervisert, mens studiene til DeBolt and McCubbin (2004) og Freeman et al. (2010) består styrketreningen av hjemmeøvelser. Freeman et al. (2010) har dog pasientene inne til kontroll 2 ganger i uken hos fysioterapeut, for å kontrollere og korrigere øvelsene. I DeBolt and McCubbin (2004) sin studie derimot, bestod supervisjonen av hjemmebesøk to ganger i måneden samt ukentlig kontakt per telefon. Med bakgrunn i disse forskjellene kan resultatene indikere at graden av supervisjon kan være avgjørende for behandlingseffekten og kan dermed også ha bidratt til denne studiens resultater.

Øvelsesutvalget er også en faktor som kan aktualiseres i forhold til behandlingseffekt på dynamisk balanse. I studiene til DeBolt and McCubbin (2004) og Souza-Teixeira et al. (2009) ble det kun utført øvelser som primært rettet seg mot å styrke muskulatur i underekstremitetene. Mens det i Sabapathy et al. (2011) og Freeman et al. (2010) sine studier var inkludert øvelser for større deler av kroppen, heriblant kjernemuskulaturen. Dette kan tyde på at det ikke kun er avgjørende å ha god styrke i underekstremitetenes muskulatur for å kunne ha en god dynamisk balanse, men også kjernemuskulaturen kan være avgjørende. I denne studien ble det også utført øvelser for både muskulatur i underekstremitetene og kjernemuskulaturen, noe som kan sannsynliggjøre at dette bidrar til studiens resultater i dynamisk balanse og adaptasjon til gange. Ingen av studiene, inkludert denne, har dog målt på hvilken muskulatur som faktisk endrer seg ved styrketreningen. Hvilken muskulatur som derfor ble påvirket ved de ulike øvelsesutvalgene er derfor umulig å si med stor sannsynlighet, men kan være spennende å undersøke i en ny studie.

Den siste egenskapen ved gange som denne studien har undersøkt nærmere var gangkvaliteten. RVGA som ble benyttet i denne studien, er dog ikke utført tilstrekkelig

ganger for å kunne påvise endringer ut fra studiedesignet sin metode. Likevel kan det være relevant å se på utviklingen i gangkvalitet gjennom studien, sammenlignet med andre studier. Generelt er det svært få studier omhandlende styrketrening til MS-pasienter som måler effekt på kvaliteten av gangfunksjonen. De studiene som ble funnet gjennom litteratursøk og ved gjennomgang av litteraturlistene i relevante studier var Gutierrez et al. (2005) og Filipi et al. (2010). Både denne og de to nevnte studiene beskriver gangkvaliteten ut fra kinematikken i bevegelsen. De bruker alle kinematikken til friske som utgangspunkt for å sannsynliggjøre avvik fra normalt gangmønster, noe som i følge Shumway-Cook and Woollacott (2012, p. 319) kan være en relevant tilnærming. Selv om alle studiene tar utgangspunkt i et normalt gangmønster vil studiene til Gutierrez et al. (2005) og Filipi et al. (2010) kunne undersøke andre aspekter enn RVGA. Dette da RVGA scores av terapeutens subjektive vurdering, mens de andre studiene benyttet videokamera, bevegelsessensorer og kraftplattform.

Ser man nærmere på studien til Filipi et al. (2010) ble det etter styrketrening over 6 måneder, kombinert med gange- og balansetrening, konkludert med at pasientene hadde en kortere standfase, de hadde en bedre ekstensjon i hoften og bedre kontroll av kneet mot ekstensjon i siste del av fasen. Hovedgrunnen til de oppnådde endringene mente forfatterne var bedret styrke, spesielt i hofte- og kneekstensorer. I studien til Gutierrez et al. (2005) indikerte resultatene at både dobbel- og enkel standfase ble kortere samt at underekstremiteten i svingfasen hadde en høyere bakkeklaring. I konklusjonen skrev de derfor at studiens resultater kunne indikere at 8 uker med progressiv styrketrening var tilstrekkelig for å skape en endring av gangmønsteret nærmere det normale. I dennes studien skal man som sagt være forsiktig med å tolke resultatene fra RVGA for mye. Men ut fra resultatene fra de 5 gjennomføringene av testen, kan det tolkes at pasientene mest sannsynlig har en variasjon i gangmønsteret som innehar betydelig ulik gangkvalitet. Ut fra overstående studier kan det derfor tenkes at styrketrening kan ha en effekt på gangkvaliteten.

Avslutningsvis i dette kapittelet kan det kommenteres at det ut fra overstående studier virker til at styrketrening kan ha en effekt på ulike aspekter ved gange. Det er dog gjennomført overraskende få studier som adresserer temaet, flere av studiene har få

deltagere og resultatene er ikke entydige, -noe de heller ikke er i denne studien. Dette er faktorer som synliggjør behovet for videre forskning på området.

6.3 Mulig forklaring av resultatene

6.3.1 Endringer i dynamisk balanse samt adaptasjon av gange

Pasientenes dynamiske balanse og evne til å adaptere gangen i forhold til endrende krav ble undersøkt i denne studien ved bruk av TUG og DGI. For Pasient 1 sin del oppnådde han signifikante resultater på begge tester i behandlingsfase og 1.oppfølgingsfase. Mens resultatene i 2.oppfølgingsfase hadde sunket noe i begge testene. Dog var det fortsatt signifikant resultat på DGI og en sterk tendens på TUG. Det er derfor sannsynlig å tenke at Pasient 1 har hatt en effekt av Neurac-behandlingen.

For å finne en mulig teoretisk forklaring på Pasient 1 sin forbedring ved TUG og DGI i løpet av studien kan man blant annet se til Shumway-Cook and Woollacott (2012, p. 346). I deres beskrivelse av hva som skal ligge til grunn for effektivt å kunne adaptere gangen til endrede krav er den posturale kontrollen sentral. Kjernemuskulaturen er, som tidligere nevnt, i følge Gjelsvik (2008, p. 75) en essensiell del av postural kontroll. Men en god postural kontroll krever tonusregulering ikke bare av kjernemuskulatur, men av muskler i resten av kroppen (Shumway-Cook & Woollacott, 2012, p. 170). I forhold til gange kan man tenke seg at den posturale kontrollen opprettholdes ved at foten som befinner seg i svingfasen settes ned foran og litt lateralt for «center of gravity» (COG) for hele tiden å opprettholde den posturale kontrollen (Shumway-Cook & Woollacott, 2012, p. 324). Dette vil i gange spesielt kreve aktivitet i ekstensjonsmuskulatur over ankel, kne og hofta. Med aktivitet i denne muskulaturen kan man ha en mer oppreist stilling som utgangspunkt for å bevege seg samt at kroppen holdes oppe mot tyngdekraften. For Pasient 1 sin del er det meget sannsynlig at deler av denne muskulaturen har blitt påvirket av behandlingen. Med økt aktivitet i kjernemuskulaturen vil det for Pasient 1 bety at han har mulighet til å ha en mer oppreist holdning når han går. Han er antagelig også mindre avhengig av å støtte seg på rullatoren og kan ligge mer i forkant med tanke til å adaptere gangen ved eventuelle hindringer eller forstyrrelser gjennom økt bruk av feedforward-mekanismer. Dog skal det understrekes at dette er en teoretisk forklaring. Utvikling i muskelaktivitet eller muskelstyrke ble ikke målt i løpet av studien, men kunne vært spennende å inkludere i en eventuelt ny studie.

Et spørsmål man kan stille seg er om Pasient 1, til tross for signifikante endringer i alle faser etter baseline, har økt hans muligheter til trygt å kunne bevege seg rundt i hverdagen. Ut fra Forsberg et al. (2013) sin studie ble det konkludert med at DGI skiller mellom individer som har og ikke har en fallrisiko ved en total poengsum på 19. Ser man på DGI-tabellen til Pasient 1 i kapittel 5.1 er 19 hans høyeste poengsum, noe han oppnår en gang i 1.oppfølgingsfase. Etter avsluttet behandling har han altså i følge studien til Forsberg et al. (2013) fortsatt en risiko for å falle. Dog nevner han selv i løpet av studien at han blant annet lettere kan ta ned gjenstander fra kjøkkenskap og kan lettere forflytte seg inn i dusjen. Ser man igjen muskulatur relatert til den posturale kontrollen kan dette være en forklarende årsak til bedring av ADL-aktiviteter, -da postural kontroll er en forutsetning for nesten alle våre handlinger (Brodal, 2009, p. 287). At han selv beskriver situasjoner hvor han føler den dynamiske balansen er endret kan indikere at behandlingen har hatt en overføringsverdi til hverdagens hans, til tross for at han ikke kom over grensen som i følge Forsberg et al. (2013) indikerer en risiko for å falle.

I forhold til Pasient 2 sine TUG- og DGI-resultater har disse en utvikling som gjennom studien ligner på hverandre. Med det menes at både TUG og DGI har en tendens mot en bedret utførelse i behandlingsfasen og oppnår signifikant endrede resultater i 1.oppfølgingsfase, mens resultatene i 2.oppfølgingsfase derimot er noe lavere. Likevel tyder resultatene i 2.oppfølgingsfase på at det er en tendens til bedre utførelse sammenlignet med baseline. Dette kan tyde på at treningen av styrketreningen har hatt en effekt hos Pasient 2.

En mulig forklaring for Pasient 2 sin fremgang i forhold til dynamisk balanse og adaptasjon i gange kan være at hun har økt aktiviteten i ekstensormuskulaturen over hofte, kne og ankel. I følge Shumway-Cook and Woollacott (2012, p. 322) er ekstensjonsmuskulaturen essensiell for den posturale stabiliteten i standfasen ved gange, samt at hofteekstensorene i samme gangfase bidrar til å kontrollere hodet, armene og trunkus sin bevegelse i anterior retning. At det nettopp er en økt aktivitet i nevnte ekstensjonsmuskulatur som er en av årsakene til hennes prestasjonsforbedringer kan gjøres sannsynlig ved å se på undersøkelsen og behandlingen hennes. Behandlende fysioterapeut påpekte etter undersøkelsen den generelt reduserte styrken i underekstremitetene som Pasient 2 sitt hovedproblem. Og ut

fra kapitel 4.6.2 kan man også analysere seg frem til at nevnte muskulatur er adressert i behandlingene. Som nevnt tidligere er dette en teoretisk forklaring, da endring i muskelstyrke ikke ble målt i denne studien.

Spørsmålet er videre om Pasient 2 fikk benyttet denne endringen i den dynamiske balansen i sine hverdagslige aktiviteter. Ut fra studien til Forsberg et al. (2013) indikerer resultatene til Pasient 2 på DGI at hun har liten fallrisiko, allerede før starten av studien. Poenggrensen som skilte pasienter med høy og lav fallrisiko gikk i Forsberg et al. (2013) sin studie ved totalsum på 19 poeng. Denne poengsummen fikk Pasient 2 kun en gang i løpet av studiet, som var første inkluderte måling på baseline. Ellers hadde hun et gjennomsnitt på baseline over 20 poeng. Igjenom studien endret som sagt resultatene seg, men ble først signifikant i 1.oppfølgingsfase, mens de to andre fasene kun viser en sterk tendens til bedre utførelse enn på baseline. Det kan derfor virke som Pasient 2 allerede ved behandlingsstart hadde et høyt funksjonsnivå. En kommentar hun hadde i løpet av behandlingsfasen var at nå kunne hun igjen ta på seg sko mens hun stod på en fot, fremfor å sitte seg ned på en stol. Denne ferdigheten var det flere år siden hun hadde kunnet utføre og kan det kan derfor tenkes at hun hadde utbytte av den resultatmessige endringen i dynamisk balanse også i andre hverdagslige aktiviteter.

Med tanke på forbedringene Pasient 2 oppnådde i dynamisk balanse og evne til adaptasjon i gange, på 4 uker med trening av maksimal styrke, blir det sannsynlig å tenke at resultatene kommer av at hun har tatt i bruk et restpotensiale i muskulaturen som ikke har blitt benyttet i hverdagen. Med utgangspunkt i hennes kommentar som ble nevnt i forrige avsnitt, kan dette tolkes som en sannsynlig forklaring. En studie av Martin et al. (2006) fikk resultater som tydet på at MS-pasienter uten tegn på pyramideskade gikk med kortere steglengde, lavere tempo og endret muskelaktivering omkring ankelen sammenlignet med friske. For Pasient 2 sin del kan det tenkes at ved å ha endret på hvordan hun utfører aktiviteter i hverdagen generelt har redusert sitt totale fysiske aktivitetsnivå eller at hun ikke i tilstrekkelig grad får utfordret sin balanse. Resultatet av dette kan være at muskulatur som har potensiale til å utvikle kraft ikke benyttes og kan over tid føre til lært-ikke-bruk samt en endret rekruttering av muskulatur (Gjelsvik, 2008, p. 23).

6.3.2 Faktorer innvirkende på pasientenes ganghastighet

Hastigheten i gangen ble i denne studien målt med 10 MWT, både ved normalt og raskt tempo. Pasient 1 oppnådde ikke signifikante endringer i noen av fasene. Samtidig er tilnærmet alle resultatene plassert langs med -2 SD og man kan omtale resultatene som grensesignifikante. Dette kan derfor tolkes som at han kan ha hatt en effekt av styrketreningen og at effekten virket å være vedvarende 6 uker etter avsluttet behandling. I den videre diskusjonen er både normalt og raskt tempo inkludert.

Tolker man resultatene dit hen at behandlingen sannsynligvis har påvirket Pasient 1 sin ganghastighet kan det ha flere bakenforliggende årsaker. For eksempel kan det være sannsynlig å tenke at han i hverdagen benytter en stor grad av kompensatoriske bevegelser, blant annet for å føle seg trygg. Dette kan tolkes ut fra hans sykdomsnivå med EDSS-score på 6,5, hans bruk av hjelpemidler ved forflytning som fremmer hans fleksjonspregede holdning og ikke minst hans egenbeskrevne lave aktivitetsnivå i hverdagen. Disse faktorene kan over tid føre til mye lært-ikke-bruk, spesielt i posturalmuskulatur og ekstensjonsmuskulaturen i underekstremitetene. Dette er muskulatur som funksjonelt har en avgjørende betydning for å holde kroppen oppreist mot tyngdekraften, absorberer kraftpåvirkningen i første del av standfasen og bidrar i frasparket i det foten skal forlate bakken, -spesielt når tempoet økes (Dahl, 2008, p. 37; Everett & Trew, 2010, pp. 182-183; Kibler et al., 2006).

En annen faktor som kan ha virket inn på Pasient 1 sitt tempo i gjennomførelsen av 10 MWT er hvor automatisk han klarer å utføre den. Ved flere anledninger igjennom studiens forløp påpekte han at gangen var best når han var avslappet og tenkte på noe annet, mens det ved flere anledninger ble vanskelig å flytte beina når han forsøkte å styre gangen skritt for skritt. Både i følge Shumway-Cook and Woollacott (2012, p. 30) og Brodal (2009, p. 346) benytter man blant annet mer kognitivt styrt gange når forholdene oppleves utfordrende, for eksempel de første gangene man utfører en ny test. Det kan godt tenkes at Pasient 1 opplever det å måle tiden det tar å gå 10 meter som utfordrende, noe som kan ha bidratt til at han føler seg utrygg og dermed har en mer kognitivt styrt gange. Etter hvert som han har utført testen flere ganger og lært den å kjenne kan han ha blitt tryggere, mer avslappet og gått mer på automatikken, -og det kan ha resultert i at han gikk raskere. Om denne faktoren virkelig har påvirket resultatet i positiv retning er dog vanskelig å slå fast.

Måling av ganghastighet er anbefalt å gjøre i klinisk praksis (Bogen, Thingstad, Hesseberg, Traldsen, & Aaslund, 2013). Dette da det på en enkel måte kan gi mye informasjon om pasientens helsesituasjon, blant annet funksjonsnivå og risiko for fall. Ser man på utviklingen i gjennomsnittlig tempo for Pasient ved 10MWT fra baseline til fasen hvor han hadde det raskeste gjennomsnittet (1.oppfølgingsfase) så har han en utvikling fra 0,39-0,54 meter per sekund på normalt tempo og 0,4 til 0,85 på raskt tempo. I følge Fritz and Lusardi (2009) sin oversikt går det et vesentlig skille i forhold til funksjonsnivå når foretrukket ganghastighet er over eller under 1 meter per sekund. For Pasient 1, som har en hastighet under 1 meter per sekund, identifiserer det en fallrisiko samt problemer med å gå utendørs. Ved ganghastighet under 0,6 meter per sekund, hvilket han har i flere faser, kan det ut fra Fritz and Lusardi (2009) oversikt indikere et behov for assistanse i hverdagen. Med dette utgangspunktet kan man si at til tross for at Pasient 1 sine resultater kan beskrives som grensesignifikante, kom hans funksjonsnivå ut fra oversikten til Fritz and Lusardi (2009) ikke over grensen for å ha et godt funksjonsnivå.

Pasient 2 oppnår ingen signifikante endring i ganghastighet, verken ved normal eller rask gange og dette selv med en baseline som var relativt stabil. Det er derfor sannsynlig at trening av maksimal styrke ikke har hatt noen påvirkning på hennes evne til å gå raskt. Med en EDSS-score på 3 hadde hun i utgangspunktet et høyt funksjonsnivå, men scoren er samtidig en indikasjon på at det er utfordringer relatert til gangfunksjonen. Undersøkelsen av pasienten i forkant av studien avdekket også at flere muskler som er relevante for gange var svakere enn forventet, dog uten vesentlig forskjell mellom sidene.

Det er ulike faktorer som kan ha spilt inn på at Pasient 2 ikke får registrert noen påvirkning av ganghastighet i løpet av studien. Hennes resultater ved 10MWT viser en gjennomsnittlig hastighet både ved normalt og raskt tempo som overstiger 1,2 meter per sekund i samtlige faser og har ved rask gange et gjennomsnitt på 1,5 i alle fasene etter baseline. I følge Fritz and Lusardi (2009) har hun da allerede en ganghastighet som tilsier at hun klarer alminnelige dagligdagse aktiviteter (ADL), har liten sannsynlighet for å falle, kan bevege seg med en større trygghet utendørs og kan blant annet krysse veien ved grønt lys. For henne kan det tenkes at det å bli hurtigere ikke var noe mål i seg selv. Derimot sier hun i løpet av

forundersøkelsen at hun har vanskelig for å få med seg sin høyre side ordentlig i bevegelsene når hun går. Ut fra dette kan man tenke at hun må bruke mer viljestyrte bevegelser, for å kontrollere og få med seg sin høyre side (Brodal, 2009, p. 334). Til tross for hennes lave EDSS-score på 3 og relativt høye funksjonsnivå vil gangen ut fra Shumway-Cook and Woollacott (2012, p. 30) og kunnskap om motorisk læring, indikere et behov for mer oppmerksomhet rettet mot bevegelsen som skal skje. Resultatet er med det en mer kognitivt styrt gange. Faktorene over kan tolkes som at hun kanskje var mer opptatt av å gå riktig enn det å gå raskt ved testen 10MWT.

6.3.3 Muskelaktivitet med betydning for bevegelseskvalitet i gangen

Gangkvaliteten, som også er en indikator for den pasientens motoriske kontroll i gangen, ble i denne studien undersøkt ved bruk av RVGA. Testen ble, som tidligere nevnt, ikke utført tilstrekkelig nok ganger til å kunne påvise tendenser eller signifikante endringer, noe som gjør at man må være varsom ved tolkningene av resultatene som en effekt av behandlingen. Det kan likevel være spennende å se på utviklingen til de ulike komponentene igjennom studien og belyse resultatene ved bruk av teori. I den videre diskusjonen er både høyre og venstre side inkludert.

Ut fra resultatene Pasient 1 oppnådde på RVGA er det en sterk indikasjon på at bevegelsesmønsteret hans avviker betydelig fra normalen i både høyre og venstre side. En mulig forklaring på hvorfor han har dette bevegelsesmønsteret kan ha bakgrunn i at han har hatt MS-diagnosen i 22 år og har en EDSS-score på 6,5. Når sykdommen er progrediert så langt er det en stor mulighet for at det enkelte steder i CNS har forekommet denervasjon og varig aksonal skade. Dette kan videre ha ført til at han må ha anvendt kompensatoriske bevegelsesmønstre for å ha mulighet til å utføre ADL-aktiviteter. Over tid er det heller ikke usannsynlig at sekundære forandringer i muskulaturen har utviklet seg. Dette kan være adaptive forkortninger, endret rekrutteringsrekkefølge samt at en del muskulatur kanskje ikke har blitt brukt i det hele tatt og ført til lært-ikke-bruk. Ut fra resultatene kan de tolkes som at lært-ikke-bruk kan være en essensiell faktor hos Pasient 1, da han i forhold til gangkvalitet oppnår poengsummer som kan indikere ulik kvalitet i gange. Den videre diskusjonen tar utgangspunkt i at han oppnådde sine laveste og beste totale poengsummer

ved målingen i første oppfølgingsfase. Se tabell 5.4.1 og 5.4.2 for Pasient 1 sine RVGA resultater.

Hvis man sammenligner man resultatene fra baseline og første oppfølgingsfase er det for Pasient 1 flere komponenter som får endring i poeng. I standfasen på høyre underekstremitet er det 3 komponenter relatert til trunkus og bekken som får en annen score enn på baseline. I underekstremiteten får også graden av knefleksjonen en annen score da denne gikk fra moderat avvik på baseline og endret seg til lite avvik. I standfasen på venstre underekstremitet var det 2 komponenter som fikk en annen score ved å endre seg fra moderat til lite avvik. Dette var komponentene for dropp av hoften kontralateralt samt at den økte plantarfleksjonen ble redusert. I svingfasene ble det registrert endring både i høyre og venstre underekstremitet. Da den høyre var i svingfase ble det utført med økt hoftefleksjon samt at plantarfleksjonen gikk fra moderat til lite avvik. I venstre side ble det registrert endring mot redusert bruk av knefleksjon, men stadig med et lite avvik fra normalen.

Med utgangspunkt i de beskrevne resultatene i forrige avsnitt var det for både høyre og venstre side komponenter som var relatert til trunkus og bekken som endret seg. Dette kan indikere at kjernemuskulaturen, som en viktig del av postural kontroll, var mer aktivert når han gikk i første oppfølgingsfase enn ved baseline. I følge Kibler et al. (2006) kan en økt aktivitet i kjernemuskulaturen bidra til en mer oppreist kroppsholdning samt øke den proksimale stabilitet for mer selektiv bevegelse distalt i ekstremitetene. Hvis det er slik at kjernemuskulaturen faktisk hadde økt sin aktivitet hos Pasient 1 kan de registrerte endringene, både i standfase og svingfase på begge siders underekstremiteter, forstås ut fra overstående teori.

I standfasen på høyre side kan man tenke seg at den økte aktiviteten i kjernemuskulaturen har gitt en bedre mulighet for aktivering av quadriceps, som i standfasen er viktig for styringen av fleksjonsgraden i kneet (Everett & Trew, 2010, p. 182). I den venstre sides standfase kan den økte aktiviteten i kjernemuskulatur ha lagt det mer til rette for at hamstrings gjennom eksentrisk muskelarbeid kan utføre sin oppgave med å bremse tibias forflytning frem over foten i standfasen, -med betydning blant annet for ankelens leddstilling

(Everett & Trew, 2010, p. 183). Som en avsluttende kommentar angående muskelaktivitet i standfasen, så er ekstensjonsmuskulaturen i underekstremitetene essensiell for stabiliteten i gangfasen, i følge Shumway-Cook and Woollacott (2012, p. 322). Både hamstrings og quadriceps utgjør ekstensjonsmuskulatur over henholdsvis vært sitt ledd (hofte og kne). Dette aktualiserer at en endret muskelaktivitet i hamstring og quadriceps kan bidra til en økt distal stabilitet og dermed også påvirke den proksimale muskelaktiviteten. Muskulatur på ulike kroppsområder spiller inn på hverandre og bidrar til stabilitet og mobilitet (Gjelsvik, 2008, p. 75).

Tar man utgangspunkt i Kibler et al. (2006) sin nevnte teori, kan endringene registrert i svingfasene på høyre og venstre side tolkes ut fra at en økt aktivitet i kjernemuskulaturen bedret Pasient 1 sin stabilitet i begge siders standfaser. En stabil standfase vil med stor sannsynlighet være et godt utgangspunkt for å svinge den frie underekstremiteten fremover med et mer normalt bevegelsesmønster (Gjelsvik, 2008, p. 75). For hans høyre underekstremitet betød det mest sannsynlig at han bedre kunne aktivere hoftefleksorene (Everett & Trew, 2010, p. 183). Mens hans venstre underekstremitet kunne benytte hamstrings for å øke fleksjon i kneet i første del av svingfasen (Shumway-Cook & Woollacott, 2012, p. 323). Igjen skal det nevnes at det i denne studien ikke ble målt utvikling i muskelstyrke eller EMG-aktivitet. Det foregående baserer seg derfor på mulige teoretiske forklaringer på hva årsaken til de observerte endringene kan være.

Avslutningsvis for Pasient 1 kan det kommenteres at resultatene fra RVGA kan indikere at han innehar en grad av variasjon med tanke på kvaliteten i gangmønsteret sitt. Han utførte også den gjennomføringen med lavest poengsum, og dermed gangen med minst avvik, i første oppfølgingsfase. Et gangmønster som er så normalt som mulig kan tenkes å gjøre gangen mindre anstrengende og føre til redusert risiko for skader grunnet feilbelastning på muskler og ledd (Kibler et al., 2006). Om forskjellene i den totale poengsummen skyldes behandlingen eller kun er tilfeldig kan denne studien dog ikke si noe om.

Pasient 2 sine RVGA-resultater er også spennende å diskutere nærmere. Sammenligner man resultatene fra høyre (kapitel 5.4.1) og venstre side (kapitel 5.4.2) ser man at høyre side får generelt en høyere total poengsum enn venstre. Denne observasjonen stemmer også

overens med det hun selv nevnte i undersøkelsen, om at spesielt høyre underekstremitet kunne være vanskelig å få med seg i ulike bevegelser. Den laveste og beste totale poengsummen oppnådde hun imidlertid på målingen i behandlingsfasen, og det er den gjennomføringen som brukes som utgangspunkt i den videre diskusjonen.

En kort oppsummering av Pasient 2 sine RVGA-resultater ved gjennomføring i behandlingsfasen kan være som følger: I standfasene på begge sider skjer det endring i poengsum på 2 komponenter relatert til trunkus, bekken og hofte. I underekstremitetene på begge sider ble det også registrert endring, fra lite avvik til normal på grad av plantarfleksjon gjennom standfasen. For kneets sin anatomiske stilling igjennom standfasen på høyre underekstremitet endret den seg fra å bli scoret til normal ved siste baselinemåling til å ha lite avvik mot økt ekstensjon i behandlingsfasen. I svingfasen er det 2 delkomponenter som endrer seg med relasjon til trunkus, bekken og hofte, -henholdsvis 1 i hver side. I det venstre underekstremitet svinges fremover blir plantarfleksjon scoret til normal, sammenlignet med baseline hvor det var et lite avvik.

Ut fra resultatene som ble oppsummert i forrige avsnitt kan disse indikere at pasientene ved gjennomføringen i behandlingsfasen muligvis hadde en annen muskelaktivitet enn ved gjennomføringen på baseline. Med utgangspunkt i endringen i plantarfleksjon gjennom standfasen kan en slik endring muligens gi økt kontakt med underlaget. I følge Holland and Lynch-Ellerington (2009, p. 123) kan en fot med god kontakt med underlaget ha avgjørende betydning som kilde for sensorisk informasjon og bidra til justering av muskelaktivitet over kne, hofte og trunkus i gange. Ut fra denne teorien kan man tenke seg at Pasient 2 muligens har oppnådd bedret kontakt med underlaget som bidrar til at blant annet hennes kjernemuskulatur har økt aktivitet. I forhold til gangfunksjon kan et slikt resonnement indikere at hun ved gjennomføringen i behandlingsfasen har en mer optimal stilling mellom trunkus og bekken sammenlignet med baseline, -hvor trunkus, ut fra poengene, virket å være mer i ekstensjon.

Det ble registrert en endring fra normal til lite avvik på høyre underekstremitet omkring kneet i standfase. Dette kan tolkes som at hun anvender en kompensatorisk strategi. I følge Everett and Trew (2010, pp. 182-183) er det quadriceps som i hovedsak skal kontrollere

knees fleksjon gjennom standfasen, -en muskulatur behandlende fysioterapeut også påpekte i sin undersøkelse av pasienten (kapitel 4.6.2). Grunnet den angivelige reduserte styrken i quadriceps kan en strategi i følge Shumway-Cook and Woollacott (2012, p. 385) være å ekstendere i kneet for funksjonelt å bidra til en mer stabil holdning.

Ut fra de to overstående avsnittene tolkes det dit hen at hun har bedret sin distale og proksimale stabilitet, samtidig som avviket fra knestilling blir gjeldene. Den proksimale stabiliteten skal i følge Kibler et al. (2006) gi en økt aktivering av kjernemuskulaturen og legge til rette for bedret aktivering av quadriceps. Da resultatene til Pasient 2 kan indikere at dette ikke er tilfelle for henne, kan det hende forklaringen kan være at hun har benyttet strategien over lengre tid. Ved å anvende kneekstensjon i standfasen over tid vil det med stor sannsynlighet føre til at bevegelsesmønsteret blir lært og etablert. Diskusjonen omhandlende motorisk læring vil jeg komme nærmere inn på i kapitel 6.3.4.

6.3.4 De oppnådde resultatene og langtidsvirkningen

Etter å ha sett på resultatene hver for seg, kan det også være spennende å holde utviklingen i resultatene fra de enkelte testene opp mot hverandre. Kanskje kan man da sannsynliggjøre mulige sammenhenger i utviklingen ved bruk av teori innen motorisk kontroll og læring.

I Pasient 1 sitt tilfelle er det sannsynlig å tenke at han i god tid før start av studien og ved baseline anvendte bevegelsesstrategier som bar preg av generelt fleksjonspreget holdning. Dette kan man tolke ut fra den informasjonen som er tilgjengelig; behandlende fysioterapeut påpekte hans fleksjonspregede holdning i undersøkelsen, han brukte rullator for å bevege seg rundt i hverdagen og komponenter fra RVGA-målingene på baseline. Hans foretrukne bevegelsesmønstre i hverdagen, hans «attractor state», kan derfor tenkes å være preget av fleksjon og har antagelig vært det over lengre tid. Resultatene i RVGA gjennom studien kan indikere at han innehar en variasjon i sin «attractor state», noe som kan gi mulighet for å endre hans foretrukne bevegelsesmønstre.

For å skape en endring kreves det at nervecellene innehar sin plastisitet. Ut fra de signifikante forbedrede utførelsene Pasient 1 har på DGI og TUG, de grensesignifikante

utførelsene i alle faser ved 10MWT og variasjonen i total poengsum på RVGA kan det tolkes slik at en betydelig del av nervecellene hans innehar sin plastisitet. At Pasient 1 med sin EDSS-score på 6,5 kan gjenvinne alle tidligere anvendte nevrane baner er dog usannsynlig. Forbedringen i resultatene ved testene trenger ikke kun å være grunnet gjenvinning av tidligere anvendte nevrane mønstre, men kan også skyldes at de nevrane mønstre som benyttes i hans allerede foretrukne bevegelsesmønstre er effektivisert. I følge Kleim and Schwerin (2010, p. 4) er funksjonsendringene man ser hos nevrologiske pasienter oftest et resultat av plastisitet både som følge av å gjenvinne tidligere nevrane mønstre, men også etablering av nye alternative nevrane mønstre. For at han skal ha mulighet til å beholde den økte aktiviteten over tid, kreves det dog mange repetisjoner over tid, samt en god porsjon motivasjon (Brodal, 2009, p. 512; Carr & Sheperd, 2010, p. 8).

Vedrørende langtidseffekten av behandlingen kan resultatene i 2.oppfølgingsfase, 6 uker etter avsluttet behandling, indikere at Pasient 1 fortsatt har en signifikant bedret dynamisk balanse og adaptasjon i gange ut fra DGI. Resultatene fra TUG derimot, har reversert seg og viser kun en trend mot bedre prestasjon. Grensesignifikansen ved 10MWT er også til stede 6 uker etter avsluttet behandling. Disse faktorene kan indikere at de plastiske endringene som muligvis fant sted i behandlingen er blitt stimulert også i tiden mellom behandling og 2.oppfølging. Ut fra det kan man tenke seg at Pasient 1 har klart å ta i bruk noe av den stimulerede muskulaturen i sine hverdagslige gjøremål. Da totalscore på både TUG og DGI har reversert seg, kan dette dog sannsynliggjøre at noe av effekten av behandlingen også har gått tapt. En bidragende årsak hertil kan være Pasient 1 sin bruk av rullator, da hjelpemidler, i følge Holland and Lynch-Ellerington (2009, p. 129), fremmer bruken av kompensatoriske strategier. Da man vet at plastisiteten er bruksavhengig (Carr & Sheperd, 2010, p. 8), kan man derfor tenke seg at funksjonsnivået vil reversere seg til det aktivitetsnivået han klarer å integrere i hverdagen og opprettholde på sikt.

For Pasient 2 sin del er hennes resultater ved TUG og DGI signifikant bedre i første oppfølgingsfase. Resultatene fra TUG og DGI indikerer også en tendens til bedre utførelse i behandling- og 2.oppfølgingsfase. For RVGA-resultatene sin del, gjør hun sin beste gjennomføring i behandlingsfasen for begge sider. I 1.oppfølgingsfase kan resultatene fra

RVGA tolkes mot at funksjonen i høyre kroppshalvdel ved denne gjennomføringen er tilbake på baselinenivå, mens venstre fortsatt har en lavere poengsum enn på baseline.

Tar man utgangspunkt i RVGA sin forbedring i behandlingsfasen og betydelige forverring i første oppfølgingsfase kan dette tolkes ut fra teori innen motorisk kontroll, eller nærmere bestemt den dynamiske systemteori. Hennes høyre side var den som i utgangspunktet hadde mest avvik fra normalen. Man kan anta at det var et kompensatorisk bevegelsesmønster hun benyttet når hun gikk, et bevegelsesmønster hun kan ha benyttet over tid. Innen dynamisk systemteori ville hennes foretrukne og sannsynlige kompensatoriske bevegelsesmønster benevnes som en «attractor state». Hvor vanskelig det var å forandre på «attractor state» kan være en indikator på hvor stabilt og innarbeidet bevegelsesmønsteret var (Shumway-Cook & Woollacott, 2012, p. 14). Hvor etablert mønsteret hos Pasient 2 var, kan ikke denne studien si noe om da testen ikke utføres tilstrekkelig antall ganger. Men ut fra de 5 gangene testen ble gjennomført var det flere komponenter som endret seg og kan indikere at det er en variasjon i bevegelsesmønsteret hennes, noe som igjen kan indikere en mulighet for kvalitetsendring. Ut fra dynamisk systemteori kan den registrerte forverringen også tenkes å være på grunn av at det nye bevegelsesmønsteret ikke er stabilt og derfor innehar en stor variasjon, noe som er vanlig når man lærer nye bevegelser (Shumway-Cook & Woollacott, 2012, p. 15).

Man kan ut fra RVGA-resultatene, hvor testen ble gjennomført på et flatt gulv og med selvvalgt behagelig tempo, forsøke å forestille seg hvilke bevegelsesstrategier hun anvendte i de andre testene. Dette da TUG og DGI blant annet setter større krav til dynamisk balanse og adaptasjon i gangen. En forestilling som kan være relevant er at hun ut fra de varierende RVGA-resultatene trolig vil anvende sin «attractor state» fra før studien ved TUG og DGI. Denne tolkningen kan sannsynliggjøres gjennom kunnskap om motorisk læring. For ved innlæring eller relæring av bevegelser vil det i følge Shumway-Cook and Woollacott (2012) kreve økt bruk av oppmerksomhet, noe det i følge Brodal (2009) også er behov for når kravet om til postural kontroll er større. Med et økt fokus på å fullføre oppgaven kan fokuset til Pasient 2 ha vært mindre rettet mot bevegelsesmønsteret sitt. Hvis tolkningen over var tilfellet for Pasient 2, kan det tyde på at de plastiske endringene som sannsynligvis fant sted i løpet av studien, ikke kun var å gjenvinne tidligere bevegelsesmønstre, men også en

effektivisering av allerede eksisterende mønstre. Dette da resultatene fra TUG og DGI hadde sine eneste signifikante resultater i 1.oppfølgingsfase.

Med tanke på langtidseffekten, altså 6 uker etter avsluttet behandling, kan enkelte resultater hos Pasient 2 indikere at det fortsatt er en endring mot bedret prestasjon sammenlignet med baseline. Spesielt er prestasjonen ved TUG fortsatt signifikant raskere og resultatene er på samme nivå som i første oppfølgingsfase. DGI derimot er ikke lenger signifikant, men viser fortsatt en trend mot bedret dynamisk balanse. Ytterligere får hun ved enkeltobservasjonen av gangkvaliteten i 2.oppfølgingsfase samme totale poengsum for høyre og venstre, som også er lavere enn på baseline. Holdt sammen kan det ut fra overstående faktorer tenkes at Pasient 2 fortsatt har en effekt av behandlingen 6 uker etter avsluttet behandling. Flere av resultatene hennes indikerte at det fortsatt var endringer til stede sammenlignet med baseline. Dette gjør det sannsynlig at hun har klart å stimulere de plastiske endringene som ble oppnådd i behandlingen. For eksempel har hun integrert dem i sine hverdagslige aktiviteter. Overføring av behandlingseffekt til pasientens hverdagslige aktiviteter er, i følge Gjelsvik (2008, pp. 130-132), en sentral del i behandlingen av pasienter med nevrologiske sykdommer.

6.3.5 Betraktninger av behandlingsresultat i forhold til ICF-modellen

ICF-modellen kan, som tidligere nevnt, være med å kartlegge hvordan ulike begrensende faktorer på struktur-/funksjonsnivå, aktivitetsnivå og deltakelsesnivå henger sammen samt bidra med en økt forståelse for utfallet av behandlingsforløpet til pasienten (Gjelsvik, 2008, p. 145).

Plasserer man denne studiens behandling inn i ICF-modellen passer den inn på struktur-/funksjonsnivå. Dette da Neurac-metoden retter seg mot å forbedre evnen til å utvikle kraft i enkelte muskler, eller samspillet mellom flere muskler og ulike kroppsområder (Kirkesola, 2009). Man kan forestille seg at man da trener delkomponenter som er avgjørende for en mer helhetlig aktivitet, slik som det å gå.

Denne studiens tester hadde til hensikt å teste ulike egenskaper ved gangfunksjonen. TUG, DGI og 10 MTW er måleredskaper som kan plasseres på aktivitetsnivå, da de har til hensikt å

teste utførelsen av aktiviteten å gå eller ulike oppgaver relatert til gange. Ved bruk av RVGA derimot, ender man opp med et helhetsinntrykk av kvaliteten i gange etter å ha summert opp poengene fra ulike kroppsområder og kan med det plasseres på kroppsstruktur-/funksjonsnivå i ICF (Rauch, Cieza, & Stucki, 2008).

For Pasient 1 sin del kan man ut fra enkeltobservasjonene som ble gjort i forhold til gangkvalitet sannsynliggjøre at redusert styrke og motorisk kontroll er faktorer som på struktur-/funksjonsnivå klart bidrar til redusert gangfunksjon. Samtidig oppnår han signifikante resultater på TUG og DGI, mens 10 MTW viser en tendens mot raskere gange, - noe som kan sannsynliggjøre at behandlingen på kroppsstruktur-/funksjonsnivå har bidratt til bedre prestasjoner på aktivitetsnivå. Om den endrede gangfunksjonen hadde en overføringsverdi til deltakelsesnivå er derimot usikkert, da dette det ikke måles spesifikt. Man skal være forsiktig i tolkningen av tester utført under optimale forhold og deres overføringsverdi til en annen kontekst hvor forholdene er mindre regulert, for eksempel som når man beveger seg ute i en trafikkert gate (Hoare, Imms, Randall, & Carey, 2011).

For Pasient 2 viser resultatene også endringer både i forhold til dynamisk balanse med bedret evne til adaptasjon i gange, samt at enkeltobservasjoner av gangkvalitet indikerer at det kan være mulig å skape en endring i bevegelsesmønsteret. Disse observasjonene kan tolkes på den måte at det for henne er utfordringer relatert til muskelstyrke og motorisk kontroll på kroppsstruktur-/funksjonsnivå. Resultatene fra DGI og TUG er også her med på å sannsynliggjøre at en tilnærming på kroppsstruktur-/funksjonsnivå kan påvirke utførelse av bevegelser på aktivitetsnivå. Igjen er det vanskelig å si noe om endret funksjon på deltagelsesnivå for pasienten da det ikke ble målt.

6.4 Studiens styrker og svakheter

6.4.1 Studiens design (SSED)

Denne studiens eksperimentelle design er godt egnet for systematisk å måle påvirkning av en individualisert behandling i forhold til et lite antall pasienter. Dette da pasienten og behandlingen beskrives nøye, følges over tid og det gjennomføres et stort antall målinger (Domholt, 2005; Zahn & Ottenbacher, 2001). Det er en styrke i studien at behandlingen kan individualiseres til den enkelte MS-pasient sitt funksjonsnivå da dette er en svært heterogen

pasientgruppe med store individuelle variasjoner. En individualisert behandling er også nær klinisk praksis. Muligheten til å individualisere behandlingen til et lite antall pasienter over tid er trukket frem som designet sin styrke, men det er kanskje også dens svakhet da en enkelt SSED-studie ikke kan generaliseres til en større gruppe pasienter.

Bakgrunnen for at man likevel velger SSED-designet til denne studien er på grunn av at det tidligere ikke er utført studier hvor Neurac-metoden er benyttet i behandling av MS-pasienter. Selv om resultatet fra denne enkelte SSED ikke er generaliserbart, kan man tenke seg at studien bidrar med et mer helhetlig bilde av pasienten. Dette kan nyttiggjøres når det for eksempel skal vurderes om behandlingsmetoden er egnet for pasientgruppen og hvilke undergrupper som bør inkluderes i eventuelle større, mer omfattende og kostbare studier med randomisert og standardisert tilnærming (Zahn & Ottenbacher, 2001).

I denne studien var det videre lagt opp til et ABAA-design, -det vil si 2 oppfølgingsperioder etter avsluttet baseline og behandlingsfase. At det ble gjennomført 2 oppfølgingsfaser er en styrke i studien. Disse fant sted henholdsvis den første uken etter avsluttet behandling og 6 uker etter avsluttet behandling. Ved å ha oppfølgingsfaser kan man undersøke om det fortsatt er en endringer etter avsluttet behandling (Zahn & Ottenbacher, 2001). Det ville vært en ytterligere styrke om man hadde utført en ny oppfølgingsfase med større avstand fra behandlingsfasen, for eksempel etter 12 uker.

6.4.2 Studiens utvalg

Pasientene i studien ble rekruttert ved å kontakte MS-pasientene på ventelisten til fysioterapiklinikken hvor både behandlingen og målingene fant sted. Rekkefølgen for hvem som ble kontaktet først ble bestemt ut fra hvem som først skulle blitt tilbudt time, altså den som hadde ventet lengst fikk først tilbud om å delta i studien før nummer 2 og så videre. Behandlende terapeut stod for den første kontakten og forhørte seg om de var interessert i å være med i studien, samt at hun ga dem informasjonsskrivet. Ønsket de ikke dette ble de fortsatt stående på ventelisten i påvente av at det ble deres tur til å få behandling, uavhengig av hvor lang tid det ville ta. Dette kan sies å være en svakhet ved studien da det vil kunne virke motiverende å få behandling tidligere enn man egentlig skulle, noe som kan være en mulig årsak til at alle de 4 MS-pasientene som ble spurt om å delta i studien var

positive og ønsket deltagelse. Man vet også at det å delta i en studie i seg selv ofte er motiverende og man kan ha forventninger om at det skal skje positive endringer. Alle pasientene hadde også kjennskap til fysioterapiklinikken fra tidligere, -noe som også kan ha påvirket deres motivasjon eller at de har opplevd en slags plikt til å delta. Til sammen utgjør dette faktorer som gjør at man ikke kan si at utvalget var tilfeldig.

En styrke ved studien er at prosjektleder i forbindelse med inklusjon og eksklusjon av pasienter kontaktet hver av deltagerne via telefon. Dette ble gjort både med tanke på å informere om kriteriene for deltagelse, men også at det kan være lettere å trekke seg fra studien når man ikke kjenner den personen som spør om man fortsatt er interessert i deltagelse. Disse samtalerne førte videre til eksklusjon av 2 pasienter, hvor den ene ble ekskludert grunnet discusprolaps med nerverotpåvirkning og den andre grunnet for høyt funksjonsnivå ut fra EDSS-score. Denne scoren ble vurdert av prosjektleder ut fra informasjon pasientene ga omkring sin gangfunksjon og kan være en svakhet i studien da det kan tenkes at man kan holde tilbake informasjon, om for eksempel funksjonsnivå, i en første telefonsamtale med en person en ikke har snakket med tidligere.

En ytterste konsekvens av dette kan være at en pasient som skulle ha vært inkludert ble ekskludert. Ser man på det fra en annen vinkel kan man også si at det må tas en beslutning ut fra den informasjonen man har tilgjengelig.

6.4.3 Behandlingen

I forhold til å vurdere Neurac-metodens påvirkning av gangfunksjon hos MS-pasienter er det en styrke i studien at behandlingen kun består av dette ene tiltaket i stedet for en kombinasjon av ulike tiltak, selv om det kanskje ville vært nærmere klinisk praksis. Ved at det kun er et behandlingstiltak kan det i større grad sannsynliggjøres at endringer i score på gangtestene skyldes påvirkning fra selve behandlingen.

Behandlingen i studien ble individualisert, noe som utgjør en styrke. Gjennom å individualisere kan man rette behandlingen mot de faktorene man antar som mest relevante for å øke funksjonsnivået til pasientene. Samtidig kan individualisering være relevant da en slik tilnærming er nær hva som foregår i klinisk praksis. Hva behandlingene bestod av er

grundig beskrevet. Noe som gjør det mulig for terapeuter og eventuelle forskere, som vil se videre på området, å forstå hva som er blitt utført i behandlingen av den enkelte pasient. Men individualiseringen kan også være en svakhet. For selv om behandlingen er beskrevet grundig i oppgaven vil det være vanskelig å reprodusere resultatene fra studien. Dette da det alltid vil være aspekter av tolkning/vurderinger som behandlende terapeut gjør i øvelsesutvalg og tilpasning av disse som ikke fremkommer i journalføringen.

Behandlingen i studien innebar 3 ukentlige behandlinger over 4 uker med en total av 12 behandlinger. Det er en styrke i studien at frekvensen av behandlinger følger anbefalte retningslinjer i forhold til trening av maksimal styrke (Raastad & Refsnes, 2010, p. 123). Samtidig er varigheten av studien på bare 4 uker, noe som ble valgt ut fra den tidsrammen som lå til grunn for masterprogrammet. Likevel er det kun 1/3 av lengden sammenlignet med andre studier som retter seg mot effektmåling etter styrketrening, der en 12 ukers behandlingsfase ofte benyttes (Raastad & Rønnestad, 2010, p. 3). En behandlingsperiode på 4 uker kan derfor ses på som for kort til å påvise endringer og kan derfor være en svakhet ved studien.

Videre er det en styrke i studien at det ikke er prosjektlederen selv som gir behandlingen i studien. På den måte unngår man at prosjektlederen vurderer sitt eget arbeid. Det er også en fordel at behandlende terapeut har lang erfaring innen slyngebehandling og Neurac-metoden, samt at den samme terapeuten behandler begge pasientene i studien.

Terapeutens tidligere erfaring med behandling av MS-pasienter i slyngene kan også tenkes at øker terapeutens kompetanse til å velge de øvelsene som egner seg best og å tilpasse vanskelighetsgraden. Dette er i tråd med en kvalitativ studie av K. J. Dodd et al. (2006) hvor det av MS-pasientene ble trukket frem at en ytre faktor som var viktig for treningen var å ha en oppmuntrende leder med god kjennskap til treningen som ble utført. En svakhet kan det dog være at behandlende terapeut er bevisst at det pågår en studie hvor effekten av den behandlingen som gis måles. Dette kan helt klart virke stimulerende på motivasjonen og bidra til en kunstig positiv effekt av resultatene. I hvilken grad dette har funnet sted er umulig å slå fast. Å blinde terapeuten for hvilken behandling pasienten får er eneste måte å utelukke denne feilkilden på, et moment som i praksis er umulig å oppnå i denne type studie.

6.4.4 Målinger og utvalgte tester

Målingene fant sted på samme sted som behandlingen. I behandlingsfasen ble testene utført samme dag som siste behandling i uken, men før behandling ble utført. Lokalene for utførelsen av testene bestod av en 15 meter lang og 2 meter bred gang. På halvparten av den ene siden var det klart glass inn mot treningsrommet som var åpent for klinikkens pasienter, på den andre siden var det behandlingsrom hvor flere av disse periodevis var i bruk. Trappen som ble brukt til utførelse av DGI sin deltest 8 var siste 10 trappetrinn opp til klinikken, og ble også brukt av pasienter som skulle til behandling eller trening. I tilfeller hvor det kom forstyrrelser ble igangsettelsen av testen utsatt til det igjen var tomt i selve gangen eller trappen. På denne måte ble det lagt til rette for så like forhold som mulig ved utførelsen av testene. En indikator på at pasientene ikke har blitt forstyrret i utførelsene av testene er at resultatene da antagelig ville hatt en stor variasjonsbredde og gjort det vanskeligere å få signifikante resultater. Risikoen for at denne faktoren har påvirket resultatene i denne studien regnes som liten.

For å undersøke effekten av en behandling er det viktig med egnede tester som måler det man faktisk ønsker å få svar på. I denne studien ble 10MWT brukt for å måle ganghastigheten, og testen er funnet reliabel og valid i forhold til pasienter med nevrologiske lidelser (Rossier & Wade, 2001). Dynamisk balanse og mobilitetsfunksjon ble målt ved bruk av TUG og DGI. Begge er funnet valide og reliable i forhold til MS-pasienter (Cattaneo et al., 2006; McConvey & Bennett, 2005). For å måle kvaliteten i gangen ble RVGA benyttet, en test som også er funnet valid og reliabel i forhold til MS-pasienter (Lord et al., 1998). Denne studiens måleredskaper utgjør med det en styrke da alle er testet for deres reliabilitet og validitet opp mot MS-pasienter spesifikt eller i forhold til pasienter med nevrologiske lidelser.

Testene TUG, 10 MTW og DGI ble scoret av prosjektleder. Ved TUG og 10MWT ble det benyttet stoppeklokke for å ta tiden. Da det var manuell tidtaking fremfor elektronisk og denne ble utført av prosjektleder kan det ses som en svakhet i studien. Dette da prosjektlederen ubevisst kan ha trykket for sent ved igangsettelse eller for tidlig i forhold til når pasienten passerte målstreken. Av de testene som prosjektleder scorer, kan man tenke

seg at denne trusselen er størst ved DGI. Dette da utførelsen av testen bedømmes mer subjektivt enn ved testene som går på tid. At prosjektlederen også vurderer denne testen kan også være en svakhet ved studien, dog er testen vist seg å ha en god intratesterreliabilitet (McConvey & Bennett, 2005). Med dette utgangspunktet kan man anta at denne studiens resultater er pålitelige.

Et annet fenomen som kan ha påvirket hvordan pasientene presterte i de ulike testene er en potensiell læringseffekt grunnet at pasientene øker sin kjennskap til testene. Denne effekten kan ha virket inn i denne studien da både 10 MTW, DIG og TUG ble utført ved samtlige av de 16 målingene. For å ta høyde for dette ble det i forkant av studien beskrevet at første måling fra baseline skulle fjernes fra grunnlaget for den statistiske analysen. Det ble også utført en utvidet baseline med 6 målinger over 2 uker, hvor en gradvis bedring kan avdekke en eventuell læringseffekt. Et annet aspekt ved en utvidet baseline er at det dannes et bilde av variasjon i funksjonsnivå hos den enkelte pasient, og påvirkning av funksjonsnivå ved testingen i de senere fasene kan med større sannsynlighet sies at skyldes behandlingen i studien. At det ble tatt høyde for en eventuell læringseffekt og gjort tiltak for å redusere dens betydning er en styrke i denne studien.

RVGA-testen ble kun utført 5 ganger i løpet av hele studieforløpet, noe som er et avvik fra studiens SSED. Årsaken til at det ble gjennomført på denne måten var at arbeidet med å score pasientens prestasjon ved testen er omfattende. Det ble i denne testen scoret både på pasientens høyre og venstre side, fordi MS-pasienter ofte har avvik fra normal bevegelse i begge sider. Scoringene ble også utført av en annen fysioterapeut som tok av sin fritid for å utføre arbeidet. Resultatene fra RVGA kunne, grunnet avviket fra designet, ikke bli brukt til å avdekke signifikante endringer, trender eller konkluderes på. I stedet ble utviklingen i alle de ulike delkomponentene fremstilt i en tabell med tanke på å kunne sannsynliggjøre og tolke resultatene med relevant teori.

I forhold til scoringen av RVGA, som er den testen med høyest risiko for at resultatet påvirkes av subjektiv vurdering, er det en styrke i studien at dette arbeidet utføres av en annen fysioterapeut som har kjennskap til testen fra tidligere. Til forskjell fra den originale utførelsen av testen ble det i denne studien anvendt videokamera. Dette var nødvendig da

fysioterapeuten som scoret testene holdt til i et annet geografisk område i landet. I forkant av studien ble det utført en prøvefilm, hvor det ble utprøvd ulike plasseringer av kameraet for å finne den mest optimale vinkelen å filme fra. Ved målingene ble det deretter tilstrebet å ha kameraet på samme sted hver gang, selv om det ble mindre avvik, som for eksempel vinkelen på kameraet. Filmingen av RVGA bidrar spesielt med to styrker til studien; det gir en mulighet til å bruke lenger tid på å score testen, noe som er en fordel da det er mange delkomponenter som skal vurderes og scores. Samt at når det filmes er det tilstrekkelig at pasienten går noen få lengder frem og tilbake, noe som sannsynliggjør at man får et inntrykk av pasientens kvalitative gangmønster. Ved en original utførelse hadde pasienten må gå frem og tilbake til alle delkomponentene var scoret, noe som for MS-pasienter kunne vært umulig å gjennomføre, da mange har sterkt redusert gangfunksjon. I tillegg ville kvaliteten i gangmønsteret gradvis blitt redusert gjennom utførelsen av testen.

7.0 Konklusjon

Denne studien undersøkte om individualisert fysioterapi ved bruk av Neurac-metoden, bestående av 12 behandlinger over 4 uker, kunne påvirke gangfunksjonen til 2 MS-pasienter. EDSS-designet som er benyttet i studien og lavt antall deltagere gjør at resultatene i beste fall kan generaliseres til pasienter med svært likt funksjonsnivå og symptombylde. Det er også faktorer som kan ha påvirket resultatene, slik som begrensede faktorer innen designet og enkelte svakheter til den metodiske gjennomføringen av studien.

Resultatene fra denne studien kan likevel være spennende å se nærmere på, da disse for begge pasientene indikerer at behandlingen kan ha påvirket gangfunksjonen, men på ulike måter. Pasient 1 oppnådde en bedret dynamisk balanse og evne til å justere gangen i forhold til ulike funksjonelle oppgaver, samt at han tenderer til å gå raskere over en strekning på 10 meter. Langtidseffekten av behandlingen ser hos Pasient 1 ut til fortsatt å være tilstede hva gjelder evne til å justere gangen i forhold til ulike oppgaver, mens resterende endringer ikke viser signifikante resultater 6 uker etter endt behandling.

For Pasient 2 sin del oppnådde hun en bedret dynamisk balanse ut fra egenskapen til hurtig å kunne reise seg fra en stol, gå 3 meter, snu seg rundt og gå 3 meter tilbake før man setter seg ned igjen. En effekt som fortsatt var til stede 6 uker etter avsluttet behandling. Evnen til

å adaptere gangen til ulike oppgaver og hindringer ble også påvirket til signifikant bedring i første oppfølgingsfase, en uke etter avsluttet behandling. Denne egenskapen viste dog kun en tendens til bedring 6 uker etter avslutter behandling. Hennes evne til å gå så raskt som mulig over en distanse på 10 meter ble ikke endret i denne studien.

7.1 Implikasjoner for praksis og videre forskning

Et interessant resultat i denne studien er at begge pasientene, uten å sammenligne dem, bedrer sine resultater på tester omhandlende dynamiske balanse. En spennende vei videre kunne derfor vært å undersøke om behandlingsmetoden kan påvirke den dynamiske balansen også hos andre større MS-grupper med ulikt funksjonsnivå og symptombilde. Dette da dynamisk balanse er en sentral komponent for å ha en god gangfunksjon samt at ferdigheten også inngår i utallige gjøremål man utfører daglig.

Det kunne også vært spennende å utføre denne type studie, med muligheten til å individualisere, med en lengre behandlingsfase (10-12 uker) samt hatt en oppfølgingsfase 12 uker etter avsluttet behandling. Dette for bedre å kunne sammenligne studiens resultater med tidligere utførte studier.

Studiens resultater gjør en også nysgjerrig med tanke på hvilke muskler som faktisk blir påvirket av behandlingen. I en videre studie kunne det derfor vært spennende å måle utvikling i muskelstyrke da det kanskje kan være med å øke forståelsen for endringene som finner sted.

I denne studien ble det videre utført tester på kroppsstruktur og funksjonsnivå i ICF-modellen. Ved en eventuelt ny studie kunne det vært spennende å ha med en målemetode som kunne fanget opp endring på deltagelsesnivå, for i større grad kunne sannsynliggjøre om behandlingen førte til endring også på dette nivået. En eventuell effekt kunne derfor hatt klinisk og praktisk betydning både for terapeuter og pasienter.

Som nevnt over var konklusjonen i denne studien at begge pasientene hadde en positiv effekt av behandlingen i forhold til sin gangfunksjon, og kan med det være et egnet tiltak til MS-pasienter med samme funksjonsnivå og symptombilde. Men ut fra denne studien kan

man ikke si om den er bedre enn en annen tilnærming eller om den egner seg til en større gruppe med MS-pasienter. For å finne svar på det spørsmålet kreves større randomiserte kontrollerte studier.

8.0 Litteraturliste

- Bogen, B., Thingstad, P., Hesseberg, K., Traldsen, K., & Aaslund, M. K. (2013). Foretrukket ganghastighet - testen som forteller "alt" om eldre mennesker? *Fysioterapeuten*(5), 28-30.
- Brodal, P. (2009). *Sentralnervesystemet*. Oslo: Universitetsforlaget.
- Carr, J., & Shepard, R. (2011). Walking. In J. Carr & R. Shepard (Eds.), *Neurological rehabilitation - Optimizing motor performance* (pp. 95-122). Churchill Livingstone: Elsevier.
- Carr, J., & Sheperd, R. (2010). *Neurological rehabilitation - Optimizing motor performance*. Chruhill Livingstone: Elsevier.
- Cattaneo, D., Regola, A., & Meotti, M. (2006). Validity of six balance disorders scales in persons with multiple sclerosis. *Disability and rehabilitation*, 28(12), 789-794.
- Crenshaw, S. J., Royer, T. D., Richards, J. G., & Hudson, D. J. (2006). Gait variability in people with multiple sclerosis. *Multiple Sclerosis*(12), 613-619.
- Dahl, H. A. (2008). *Mest om muskel - Essensiell muskelbiologi*. Oslo: Cappelen Akademiske Forlag.
- Dalgas, U., Stenager, E., & Ingemann-Hansen, T. (2008). Review: Multiple sclerosis and physical exercise: Recommendations for the application of resistance-, endurance- and combined training. *Multiple Sclerosis*, 14(1), 35-53.
- Dalgas, U., Stenager, E., Jakobsen, J., Petersen, T., Hansen, H. J., Knudsen, C., . . . Ingemann-Hansen, T. (2009). Resistance training improves muscle strength and functional capacity in multiple sclerosis. *American Academy of Neurology*, 73(18), 1478-1484.
- Dalland, O. (2012). *Metode og oppgaveskriving* (Vol. 5). Oslo: Gyldendal Norsk Forlag AS.

DeBolt, L. S., & McCubbin, J. A. (2004). The effects of home-based resistance exercise on balance, power and mobility in adults with multiple sclerosis. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation, 85*(2), 290-297.

Dodd, K., Taylor, N., Shields, N., Prasad, D., McDonald, E., & Gillion, A. (2011). Progressive resistance training did not improve walking but can improve muscle performance, quality of life and fatigue in adults with multiple sclerosis: A randomized controlled trial. *Multiple Sclerosis Journal, 17*(11), 1362-1274.

Dodd, K. J., Taylor, N. F., Denisenko, S., & Prasad, D. (2006). A qualitative analysis of progressive resistance exercise programme for people with multiple sclerosis. *Disability and rehabilitation, 28*(18), 1127-1134.

Domholt, E. (2005). *Rehabilitation research : Principles and applications* (Vol. 3). St. Louis, Missouri: Elsevier Saunders.

Everett, T., & Trew, M. (2010). Function of the lower limb. In M. Trew & C. Kell (Eds.), *Human movement - An introductory text*. Churchill Livingstone: Elsevier.

Fadnes, B., Leira, K., & Brodal, P. (2011). *Læringsnøkkelen - Om samspillet mellom bevegelser, balanse og læring*. Oslo: Universitetsforlaget.

Filipi, M. L., Leuschen, M. P., Huisinga, J., Schmaderer, L., Vogel, J., Kucera, D., & Stergiou, N. (2010). Impact of resistance training on balance and gait in multiple sclerosis. *International Journal of MS Care, 12*(1), 6-12.

Fimland, M. S., Helgerud, J., Gruber, M., Leivseth, G., & Hoff, J. (2010). Enhanced neural drive after maximal strength training in multiple sclerosis patients. *European journal of applied physiology, 110*(2), 435-443.

Forsberg, A., Andreasson, M., & Nilsagård, Y. E. (2013). Validity of the Dynamic gait index in people with multiple sclerosis. *Physical Therapy, 93*(10), 1369-1376.

- Freeman, J., Gear, G., Pauli, A., Cowan, P., Finnigan, C., Hunter, H., . . . Thain, J. (2010). The effect of core stability training on balance and mobility in ambulant individuals with multiple sclerosis: A multi-centre of single case studies. *Multiple Sclerosis, 16*(11), 1377-1384.
- Fritz, S., & Lusardi, M. (2009). With the paper: "Walking speed: The sixth vital sign". *Journal of Geriatric Physical Therapy, 32*(2), 2-5.
- Gjelsvik, B. E. B. (2008). *The bobath concept in adult neurology*. Stuttgart, Germany: Georg Thieme Verlag.
- Gutierrez, G. m., Chow, J. W., Tillman, M. D., McCoy, S. C., Castellano, V., & White, L. J. (2005). Resistance training improves gait kinematics in persons with multiple sclerosis. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation, 89*(9), 1824-1829.
- Hoang, P. (2011). Multiple sclerosis. In J. Carr & R. Shepherd (Eds.), *Neurological rehabilitation - Optimizing motor performance* (pp. 335-350). Churchill Livingstone: Elsevier.
- Hoare, B., Imms, C., Randall, M., & Carey, L. (2011). Linking cerebral palsy upper limb measures to the International classification of functioning, disability and health. *Journal of Rehabilitation Medicine, 43*(11), 987-996.
- Holland, A., & Lynch-Ellerington, M. (2009). The control of locomotion. In S. Raine, L. Meadows & M. Lynch-Ellerington (Eds.), *Bobath concept - Theory and clinical practice in neurological rehabilitation*. United Kingdom: Wiley-Blackwell.
- Kelleher, K. J., Spence, W., Solomonidis, S., & Apatsidis, D. (2010). The characterisation of gait patterns of people with multiple sclerosis. *Disability and rehabilitation, 32*(15), 1242-1250.
- Kesselring, J. (2004). Neurorehabilitation in multiple sclerosis - what is the evidence-base? *Journal of Neurology, 251*(4), 25-29.
- Kibler, W. B., Press, J., & Sciascia, A. (2006). The role of core stability in athletic function. *Sports Medicine, 36*(3), 189-198.

- Kirkesola, G. (2009). Neurac - en ny behandlingsmetode for langvarige muskelskjelettplager. *Fysioterapeuten*, 76(12), 16-25.
- Kjølhede, T., Vissing, K., & Dalgas, U. (2012). Multiple sclerosis and progressive resistance training: a systematic review. *Multiple Sclerosis*, 18(9), 1215-1228.
- Kleim, J. A., & Schwerin, S. (2010). Motor map plasticity: A neural substrate for improving motor function after stroke. In S. C. Cramer & R. J. Nudo (Eds.), *Brain repair after stroke*. New York: Cambridge University Press.
- Learmonth, Y. C., Paul, L., McFadyen, A. K., Mattison, P., & Miller, L. (2012). Reliability and clinical significance of mobility and balance assessments in multiple sclerosis. *International Journal of Rehabilitation Research*, 35(1), 69-74.
- Lennon, S. (2012). The theoretical basis for evidencebased neurological physiotherapy. In E. Stack & M. Stokes (Eds.), *Physical management for neurological conditions*. Churchill Livingstone: Elsevier
- Lord, S., Halligan, P., & Wade, D. (1998). Visual gait analysis: The development of a clinical assessment and scale. *Clinical Rehabilitation*, 12(2), 107-119.
- Martin, C., Phillips, B., Kilpatrick, T., Butzkueven, H., Tubridy, N., McDonald, E., & Galea, M. (2006). Gait and balance impairment in early multiple sclerosis in the absence of clinical disability. *Multiple Sclerosis*, 12(5), 620-628.
- McConvey, J., & Bennett, S. E. (2005). Reliability of the Dynamic gait index in individuals with multiple sclerosis. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 86(1), 130-133.
- Meadows, L., & Williams, J. (2009). An understanding of functional movement as a basis for clinical reasoning. In S. Raine, L. Meadows & M. Lynch-Ellerington (Eds.), *Botbath concept - Theory and clinical practice in neurological rehabilitation* (pp. 23-39). United Kingdom: Wiley-Blackwell.
- Myhr, K.-M., Nyland, H. I., & Bø, L. (2010). Multiple sklerose. In L. Gjerstad, E. Helseth & T. Rootwelt (Eds.), *Nevrologi og nevrokirurgi fra barn til voksen* (pp. 527-535). Høvik: Vett & Viten.

- Nourbakhsh, M. R., & Ottenbacher, K. J. (1994). The statistical analysis of single-subject data: A comparative examination. *Physical Therapy, 74*(8), 768-776.
- Polit, D. F., & Beck, C. T. (2012). *Nursing research - Generating and assessing evidence for nursing practice*. Philadelphia: Lippincott Williams and Wilkins.
- Raastad, T., & Paulsen, G. (2010). Hva bestemmer muskelstyrken vår? In T. Raastad, G. Paulsen, P. E. Refsnes, B. R. Rønnestad & A. R. Wisnes (Eds.), *Styrketrening - i teori og praksis* (pp. 19-34). Oslo: Gyldendal.
- Raastad, T., Paulsen, G., Wisnes, A., Rønnestad, B. R., & Refsnes, P. E. (2010). *Styrketrening - I teori og praksis*. Oslo: Gyldendal Norsk Forlag.
- Raastad, T., & Refsnes, P. E. (2010). Styrketreningsmetoder. In T. Raastad, G. Paulsen, B. R. Rønnestad & A. R. Wisnes (Eds.), *Styrketrening - I teori og praksis* (pp. 121-132). Oslo: Gyldendel Norsk Forlag AS.
- Raastad, T., & Rønnestad, B. R. (2010). Adaptasjon til styrketrening. In T. Raastad, G. Paulsen, B. R. Rønnestad & A. R. Wisnes (Eds.), *Styrketrening - I teori og praksis* (pp. 37-82). Oslo: Gyldendal Norske Forlag AS.
- Raine, S. (2009). The bobath concept: Developments and current theoretical underpinning. In S. Raine, L. Meadows & M. Lynch-Ellerington (Eds.), *Bobath concept - Theory and clinical practice in neuroogical rehabilitation*. Oxford: Wiley-Blackwell.
- Rauch, A., Cieza, A., & Stucki, G. (2008). How to apply the International classification of functioning, disability and health (ICF) for rehabilitation management in clinical preactice. *European Journal of Physical and Rehabilitation Medicine, 44*(3), 329-342.
- Refsnes, P. E. (2010). Treningsprinsipper i styrketrening. In T. Raastad, G. Paulsen, P. E. Refsnes, B. R. Rønnestad & A. R. Wisnes (Eds.), *Styrketrening - I teori og praksis* (pp. 107-120). Oslo: Gyldendal Norske Forlag AS.

- Rietberg, M. B., Brooks, D., Uitdehaag, B. M., & Kwakkel, G. (2011). Exercise therapy for multiple sclerosis. [Meta-Analysis Review]. *Cochrane Database Systematic Reviews*, 25(1).
- Rossier, P., & Wade, T. D. (2001). Validity and reliability comparison of 4 mobility measures in patients presenting with neurologic impairment. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 82(1), 9-13.
- Sabapathy, N. M., Minahan, C. L., Turner, G. T., & Broadley, S. A. (2011). Comparing endurance- and resistance-exercise training in people with multiple sclerosis: a randomized pilot study. *Clinical Rehabilitation*, 25(1), 14-24.
- Shumway-Cook, A., & Woollacott, M. H. (2012). *Motor control: Translating research into clinical practice*. Philadelphia: Lippincott Williams & Wilkins.
- Snook, E. M., & Motl, R. W. (2009). Effect of exercise training on walking mobility in multiple sclerosis: A Meta-Analysis. *Neurorehabilitation and Neural Repair*, 23(2), 108-116.
- Souza-Teixeira, F. d., Costilla, S., Ayàn, C., Garcia-Lopèz, D., Gonzàlaz-Gallego, J., & Paz, J. A. d. (2009). Effects of resistance training in multiple sclerosis. *International Journal of Sport Medicine*, 30(4), 245-250.
- Souza, L. D., & Bates, D. (2012). Multiple sclerosis. In M. Stokes & E. Stack (Eds.), *Physical management for neurological conditions* (pp. 89-115). Churchill Livingstone: Elsevier.
- Taylor, N. F., Dodd, K. J., Prasad, D., & Denisenko, S. (2006). Progressive resistance exercise for people with multiple sclerosis. *Disability and rehabilitation*, 28(18), 1119-1126.
- White, L., McCoy, S., Castellano, V., Gutierrez, G., Stevens, J., Walter, G., & Vandenborne, K. (2004). Resistance training improves strength and functional capacity in persons with multiple sclerosis. *Multiple Sclerosis*, 10(6), 668-674.
- Yahia, A., Ghroubi, S., Mhiri, C., & Elleuch, M. H. (2011). Relationship between muscular strength, gait and postural parameters in multiple sclerosis. *Annals of physical rehabilitation medicine*, 54(3), 144-155.

Zahn, S., & Ottenbahr, K. J. (2001). Single subjects research designs for disability research. *Disability and rehabilitation*, 23(1), 1-8.

9.0 Vedlegg

Vedlegg 1: Slyngesystem og vibrasjonsapparat



(Kirkesola, 2009)



Vedlegg 2: Godkjenning NSD

Norsk samfunnsvitenskapelig datatjeneste AS
NORWEGIAN SOCIAL SCIENCE DATA SERVICES



Harald Hårfagres gate 29
N-5007 Bergen
Norway
Tel: +47-55 58 21 17
Fax: +47-55 58 96 50
nsd@nsd.uib.no
www.nsd.uib.no
Org.nr. 985 321 884

Gyrd Thrane
Institutt for helse- og omsorgsfag
Universitetet i Tromsø
MH-bygget
9037 TROMSØ

Vår dato: 14.06.2013

Vår ref:34733 / 3 / LT

Deres dato:

Deres ref:

TILBAKEMELDING PÅ MELDING OM BEHANDLING AV PERSONOPPLYSNINGER

Vi viser til melding om behandling av personopplysninger, mottatt 12.06.2013. Meldingen gjelder prosjektet:

34733	<i>Påvirker individualisert fysioterapibehandling ved bruk av Neurac-metoden gangen hos MS-pasienter?</i>
Behandlingsansvarlig	<i>Universitetet i Tromsø, ved institusjonens øverste leder</i>
Daglig ansvarlig	<i>Gyrd Thrane</i>
Student	<i>Erlend Hauge</i>

Personvernombudet har vurdert prosjektet, og finner at behandlingen av personopplysninger vil være regulert av § 7-27 i personopplysningsforskriften. Personvernombudet tilrår at prosjektet gjennomføres.

Personvernombudets tilråding forutsetter at prosjektet gjennomføres i tråd med opplysningene gitt i meldeskjemaet, korrespondanse med ombudet, ombudets kommentarer samt personopplysningsloven og helseregisterloven med forskrifter. Behandlingen av personopplysninger kan settes i gang.

Det gjøres oppmerksom på at det skal gis ny melding dersom behandlingen endres i forhold til de opplysninger som ligger til grunn for personvernombudets vurdering. Endringsmeldinger gis via et eget skjema, <http://www.nsd.uib.no/personvern/meldeplikt/skjema.html>. Det skal også gis melding etter tre år dersom prosjektet fortsatt pågår. Meldinger skal skje skriftlig til ombudet.

Personvernombudet har lagt ut opplysninger om prosjektet i en offentlig database, <http://pvo.nsd.no/prosjekt>.

Personvernombudet vil ved prosjektets avslutning, 31.07.2014, rette en henvendelse angående status for behandlingen av personopplysninger.

Vennlig hilsen


Vigdis Namtvedt Kvalheim


Lis Tenold

Kontaktperson: Lis Tenold tlf: 55 58 33 77
Vedlegg: Prosjektvurdering
Kopi: Erlend Hauge, Holstangen 28, 2080 EIDSVOLL

Avdelingskontorer / District Offices:

OSLO NSD, Universitetet i Oslo, Postboks 1055 Blindern, 0316 Oslo. Tel: +47-22 85 52 11. nsd@uio.no
TRONDHEIM: NSD, Norges teknisk-naturvitenskapelige universitet, 7491 Trondheim. Tel: +47-73 59 19 07. kyrre.svarva@svt.ntnu.no
TROMSØ: NSD, SVF, Universitetet i Tromsø, 9037 Tromsø. Tel: +47-77 64 43 36. nsdmaa@sv.uit.no

Vedlegg 3: EDSS

The Kurtzke Expanded Disability Status Scale (EDSS) er en metode for å kvantifisere funksjonsnivået til pasienter med MS. Skalaen scorer grad funksjonshemming i åtte funksjonelle system (FS). EDSS-score mellom 1-4,5 er definert som pasienter som er fullt oppegående, mens score mellom 5-9,5 er definert som pasienter som har utfordringer i forhold til mobilitet.

Score	Beskrivelse av funksjonsnivå
0	Normal Neurological Exam
1	No disability, minimal signs on 1 FS
1,5	No disability minimal signs on 2 of 7 FS
2	Minimal disability in 1 of 7 FS
2,5	Minimal disability in 2 FS
3	Moderate disability in 1 FS; or mild disability in 3 - 4 FS, though fully ambulatory
3,5	Fully ambulatory but with moderate disability in 1 FS and mild disability in 1 or 2 FS; or moderate disability in 2 FS; or mild disability in 5 FS
4	Fully ambulatory without aid, up and about 12hrs a day despite relatively severe disability. Able to walk without aid or rest 500 meters
4,5	Fully ambulatory without aid, up and about much of day, able to work a full day, may otherwise have some limitations of full activity or require minimal assistance. Relatively severe disability. Able to walk without aid or rest 300 meters
5	Ambulatory without aid or rest for about 200 meters. Disability impairs full daily activities
5,5	Ambulatory for 100 meters, disability precludes full daily activities
6	Intermittent or unilateral constant assistance (cane, crutch or brace) required to walk 100 meters with or without resting
6,5	Constant bilateral support (cane, crutch or braces) required to walk 20 meters without
7	Unable to walk beyond 5 meters even with aid, essentially restricted to wheelchair, wheels self, transfers alone; active in wheelchair about 12 hours a day
7,5	Unable to take more than a few steps, restricted to wheelchair, may need aid to transfer; wheels self, but may require motorized chair for full day's activities
8	Essentially restricted to bed, chair, or wheelchair, but may be out of bed much of day; retains self care functions, generally effective use of arms
8,5	Essentially restricted to bed much of day, some effective use of arms, retains some self care functions
9	Helpless bed patient, can communicate and eat
9,5	Unable to communicate effectively or eat/swallow
10	Death due to MS

Vedlegg 4: Informasjonsskriv og samtykkeerklæring

Forespørsel om deltakelse i forskningsprosjektet

Påvirker individualisert fysioterapibehandling ved bruk av Neurac-metoden gangen hos MS-pasienter?

Bakgrunn og hensikt

Dette er et spørsmål til deg om å delta i en forskningsstudie for å undersøke om individualisert fysioterapi, ved bruk av en spesifikk behandlingsmetode, kan påvirke gangen hos personer med multiple sklerose (MS). Studien vil med det undersøke om metoden virker. I metoden benyttes et slyngesystem som henger ned fra taket. Her skal du gjøre aktive øvelser som instrueres av behandlende fysioterapeut. Fysioterapeuten vil hele tiden være tilstede. Metoden har til hensikt å gjenopprette funksjonelle bevegelsesmønstre, dvs. på den måte bevegelsene utføres ideelt sett. Du har fått dette skrevet på grunn av at du står på venteliste til behandling ved klinikken og har den etterspurte diagnosen. Videre inngår studien i en masteroppgave i studieretningen Klinisk Nevrologisk Fysioterapi ved Universitetet i Tromsø.

Hva innebærer studien?

Studien innebærer fysioterapeutbehandling 3 dager per uke i 4 uker. Du må også komme til testing 6 ganger før behandlingsstart, 4 ganger i løpet av behandlingsukene, 3 ganger rett etter behandlingsslutt og 3 ganger 6 uker etter behandlingsslutt. I perioden du mottar behandling vil testingen skje rett i forkant av siste behandling hver uke. Behandlingene vil ta ca. 1 time pr gang mens testingen vil ta ca. 30 minutter pr gang. Behandlingen og testing vil skje ved Rasta Fysioterapi, Lørenskog.

Behandlingen skal utføres av fysioterapeut Nanna Barkholdt Rinnan som har stor kompetanse på Neurac-metoden, samt at hun har benyttet metoden til personer med MS tidligere. Fysioterapeuten vil ut fra dine bevegelsesmønstre og utførelse av testprotokoller i slyngene tilpasse behandlingen spesifikt til deg. Hele kroppen kommer i fokus og fysioterapeuten vil fremme en så optimal utførelse av øvelsene som mulig, for at du skal kunne oppnå bedre bevegelseskontroll og en bedre gangfunksjon.

Testingen utføres av fysioterapeut Erlend Hauge. Testene vil undersøke gangfunksjonen ved bruk av 4 forskjellige tester. Gjennom testene undersøkes ulike sider ved gange, både hvordan du går, hvor fort du går, hvor langt du kan gå på 2 minutter, gange med vending, gange i trapp og hvordan samtidige bevegelser av hodet eller overkropp påvirker gangen. Ved en av testene vil det bli tatt opp film når du går.

For å kunne delta i studien

Må du ha MS i stabil fase (ikke nytt sykdomsutbrudd siste 3 måneder). Alvorlighetsgrad av MS er satt til en EDSS på mellom 4 og 6. Videre skal du uten pause kunne med eller uten hjelpemiddel gå 100meter. Ikke ha andre lidelser som kan påvirke resultatene i studien. De 2 siste månedene før første målinger skal du heller ikke ha mottatt fysioterapi eller annen form for behandling.

Mulige fordeler og ulemper

Du vil få individuell tilrettelagt fysioterapeutbehandling i fire uker, og dette kan gi effekt i form av bedret gangfunksjon. I perioden studien foregår vil du måtte bruke en del tid på prosjektet, noe som kan gjøre at du får mindre energi til å gjøre daglige gjøremål i denne perioden. Behandlingen og testingen kan føles krevende for deg, men vil tilpasses deg spesielt og eventuell variasjon i dagsform vil tas høyde for. Det vil ikke koste deg noe å delta i studien og du vil få dekket utgifter til transport.

Hva skjer med informasjonen om deg?

Studien er på forhånd godkjent av Personvenforbundet for forskning (NSD). Informasjonen som samles inn om deg ved testing eller under behandling skal kun brukes slik som beskrevet i hensikten med studien. Alle opplysningene og prøvene vil bli behandlet uten navn og fødselsnummer eller andre direkte gjenkjennerende opplysninger. En kode og fiktivt navn vil knytter deg til dine opplysninger.

I studien er det kun autorisert personell som har adgang til navnelisten og som kan finne tilbake til deg, disse er også som helsearbeidere generelt underlagt kravet om taushetsplikt. Informasjon som samles inn, som video og notater, relatert til testing/behandling vil bli oppbevart i en låst skuff på kontoret til fysioterapeut Erlend Hauge på Trimmen Fysioterapi og Trening i Eidsvoll. Det er kun Erlend Hauge som har tilgang til den låste skuffen. Videomaterialet vil også bli analysert av fysioterapeut og medstudent Ina Balsest, Bodø. Informasjonen slettes med det samme masterstudiet er avsluttet i juni 2014 med mindre du samtykker til at informasjonen kan benyttes i andre sammenhenger som konferanser o.l. Ved en eventuell publikasjon av studien vil din identitet ikke komme frem.

Frivillig deltakelse

Det er frivillig å delta i studien. Alle som deltar må underskrive en samtykkeerklæring. Når du skriver under på denne bekrefter du å ha lest dette informasjonsbrevet, og du samtykker i å delta i prosjektet, samtykke kan undertegnes på siste side. Du kan tilbakekalle samtykket og trekke deg fra studien når som helst uten å gi en begrunnelse på hvorfor. Dette vil ikke få noen konsekvenser for fremtidig fysioterapeutbehandling ved Rasta Fysioterapi og du vil fortsatt inneha din plass på klinikkens venteliste. Du skal dog være oppmerksom på at muligheten til å tilbakekalle samtykket ikke gjelder dersom dataene allerede har inngått i vitenskapelige arbeider. Du har også rett til innsyn i hvilke opplysninger som er registrert om deg og har videre rett til å korrigere eventuelle feil i opplysningene.

I studien er det behov for to deltagere. Personene forespørres om deltagelse i studien i kronologisk rekkefølge etter hvem som nærmest frem i tid ville blitt tilbudt fysioterapibehandling. Hvis du ikke ønsker å delta i prosjektet eller om kriteriene for deltagelse ikke skulle innfris beholder du din plass på ventelisten og neste person vil bli tilbudt deltagelse i prosjektet. Du har fått utlevert to eksemplarer av informasjonsbrevet. Dersom du ønsker deltagelse fyller du ut et eksemplar og sender det til fysioterapeut Nanna Barkholdt Rinnan, Rasta Fysioterapi, Solheimveien 30, 1473 Lørenskog i vedlagte frankerte svarconvolutt. Det andre eksemplaret beholder du. Dersom du ikke svarer vil du få skriftlig purring en gang. Dersom du senere ønsker å trekke deg eller har spørsmål til studien, kan du kontakte Erlend Hauge på telefon nummer 47633975 eller erlend.hauge@gmail.com. Erlend er student ved Mastergrad i Klinisk Nevrologisk Fysioterapi for Voksne ved Universitetet i Tromsø og skal gjennomføre testingen og bruke testresultatene i sin masteroppgave. I gjennomføringen av studien og skriving av oppgaven er Lone Jørgensen, professor ved Universitetet i Tromsø, tilknyttet som veileder.

Samtykke til deltagelse i studien

Jeg er villig til å delta i studien

(Signert av prosjektdeltaker, dato)

Jeg bekrefter å ha gitt informasjon om studien

(Signert, rolle i studien, dato)

Vedlegg 5: Tidsplan for målinger

Test	A- Baseline Dag 0-11						B – Intervensjonsfase Dag 18-39				
	Dag	0	2	4	7	9	11	18	25	32	39
DGI	#	#	#	#	#	#	#	#	#	#	#
RVGA			#				#				#
10 meter gangtest	#	#	#	#	#	#	#	#	#	#	#
TUG	#	#	#	#	#	#	#	#	#	#	#

Test	A - Første oppfølging Dag 42-46			A - Andre oppfølging Dag 76-80		
	Dag	42	44	46	76	78
DGI	#	#	#	#	#	#
RVGA			#			#
10 meter gangtest	#	#	#	#	#	#
TUG	#	#	#	#	#	#

Vedlegg 6: Dynamic Gait Index

Dynamic Gait Index Score Sheet

(Adapted from Shumway-Cook & Woollacott *Motor Control: Theory and Practical Applications*, 1995)

PATIENT: _____

DATE: _____

1. Gait level surface _____

Instructions: Walk at your normal speed from here to the next mark (20')

Grading: Mark the lowest category that applies.

- (3) **Normal:** Walks 20', no assistive devices, good speed, no evidence for imbalance, normal gait pattern.
- (2) **Mild Impairment:** Walks 20', uses assistive devices, slower speed, mild gait deviations.
- (1) **Moderate Impairment:** Walks 20', slow speed, abnormal gait pattern, evidence for imbalance.
- (0) **Severe Impairment:** Cannot walk 20' without assistance, severe gait deviations or imbalance.

2. Change in gait speed _____

Instructions: Begin walking at your normal pace (for 5'), when I tell you "go," walk as fast as you can (for 5'). When I tell you "slow," walk as slowly as you can (for 5').

Grading: Mark the lowest category that applies.

- (3) **Normal:** Able to smoothly change walking speed without loss of balance or gait deviation. Shows a significant difference in walking speeds between normal, fast and slow speeds.
- (2) **Mild Impairment:** Is able to change speed but demonstrates mild gait deviations, or no gait deviations but is unable to achieve a significant change in velocity, or uses an assistive device.
- (1) **Moderate Impairment:** Makes only minor adjustments to walking speed, or accomplishes a change in speed with significant gait deviations, or changes speed but loses significant gait deviations, or changes speed but loses balance but is able to recover and continue walking.
- (0) **Severe Impairment:** Cannot change speeds, or loses balance and has to reach for wall or be caught.

3. Gait with horizontal head turns _____

Instructions: Begin walking at your normal pace. When I tell you to "look right," keep walking straight, but turn your head to the right. Keep looking to the right until I tell you, "look left," then keep walking straight and turn your head to the left. Keep your head to the left until I tell you "look straight," then keep walking straight, but return your head to the center.

Grading: Mark the lowest category that applies.

- (3) **Normal:** Performs head turns smoothly with no change in gait.
- (2) **Mild Impairment:** Performs head turns smoothly with slight change in gait velocity, i.e., minor disruption to smooth gait path or uses walking aid.
- (1) **Moderate Impairment:** Performs head turns with moderate change in gait velocity, slows down, staggers but recovers, can continue to walk.
- (0) **Severe Impairment:** Performs task with severe disruption of gait, i.e., staggers, outside 15" path, loses balance, stops, reaches for wall.

4. Gait with vertical head turns _____

Instructions: Begin walking at your normal pace. When I tell you to "look up," keep walking straight, but tip your head up. Keep looking up until I tell you, "look down," then keep walking straight and tip your head down. Keep your head down until I tell you "look straight," then keep walking straight but return your head to the center.

Grading: Mark the lowest category that applies.

- (3) **Normal:** Performs head turns smoothly with no change in gait.
- (2) **Mild Impairment:** Performs task with slight change in gait velocity, i.e., minor disruption to smooth gait path or uses walking aid.
- (1) **Moderate Impairment:** Performs task with moderate change in gait velocity, slows down, staggers but recovers, can continue to walk.
- (0) **Severe Impairment:** Performs task with severe disruption of gait, i.e., staggers, outside 15" path, loses balance, stops, reaches for wall.

5. Gait and pivot turn _____

Instructions: Begin walking at your normal pace. When I tell you, "turn and stop," turn as quickly as you can to face the opposite direction and stop.

Grading: Mark the lowest category that applies.

- (3) **Normal:** Pivot turns safely within 3 seconds and stops quickly with no loss of balance.
- (2) **Mild Impairment:** Pivot turns safely in > 3 seconds and stops with no loss of balance.
- (1) **Moderate Impairment:** Turns slowly, requires verbal cueing, requires several small steps to catch balance following turn & stop.

Dynamic Gait Index Score Sheet

(Adapted from Shumway-Cook & Woollacott Motor Control: Theory and Practical Applications, 1995)

6. Step over obstacle ____

Instructions: Begin walking at your normal speed. When you come to the shoebox, step over it, not around it, and keep walking.

Grading: Mark the lowest category that applies.

- (3) **Normal:** Is able to step over the box without changing gait speed, no evidence of imbalance.
- (2) **Mild Impairment:** Is able to step over box, but must slow down and adjust steps to clear box safely.
- (1) **Moderate Impairment:** Is able to step over box but must stop, then step over. May require verbal cueing.
- (0) **Severe Impairment:** Cannot perform without assistance.

7. Step around obstacles _____

Instructions: Begin walking at normal speed. When you come to the first cone (about 6' away), walk around the right side of it. When you come to the second cone (6' past first cone), walk around it to the left.

Grading: Mark the lowest category that applies.

- (3) **Normal:** Is able to walk around cones safely without changing gait speed; no evidence of imbalance.
- (2) **Mild Impairment:** Is able to step around both cones, but must slow down and adjust steps to clear cones.
- (1) **Moderate Impairment:** Is able to clear cones but must significantly slow speed to accomplish task, or requires verbal cueing.
- (0) **Severe Impairment:** Unable to clear cones, walks into one or both cones, or requires physical assistance.

8. Steps _____

Instructions: Walk up these stairs as you would at home, i.e., using the railing if necessary. At the top, turn around and walk down.

Grading: Mark the lowest category that applies.

- (3) **Normal:** Alternating feet, no rail.
- (2) **Mild Impairment:** Alternating feet, must use rail.
- (1) **Moderate Impairment:** Two feet to a stair, must use rail.
- (0) **Severe Impairment:** Cannot do safely.

TOTAL SCORE: ____ / 24

Scoring Information: 21/24 or above = minimal to no risk for falls

Below 21 indicates risk for falls and the lower the score the more the risk

Common score for moderate stage Parkinson Disease = 9-11/24.

Vedlegg 7: Timed Up and Go

"Timed Up & Go"

Navn _____

CPR nr. _____

Udfyldt af _____

Beskrivelse af testen

"Timed Up & Go (TUG)-testen måler den tid (i sekunder), det tager en person at rejse sig fra en almindelig stol med armlæn (sædehøjde ca. 46 cm.), gå 3 meter, vende, gå tilbage til stolen og sætte sig igen.

Forberedelse

Testpersonen er iført sit vante fodtøj og bruger sit sædvanlige gangredskab (rollator, stokke, ingenting). Testpersonen sidder med ryggen mod stolens ryglæn, armene hvilende på armlæne og gangredskabet inden for rækkevidde. Der gives ikke personstøtte.

Instruktion

På kommandoen: "Parat-Gå" rejser testpersonen sig og går hurtigt, men i et behageligt og sikkert tempo til en linje på gulvet 3 meter væk, vender, går tilbage til stolen og sætter sig igen (mindst 1 fod skal berøre stregen). For at blive bekendt med testen udfører testpersonen hele testen én gang, før der tages tid.

Tidtagning

Til tidtagningen bruges et stopur. Tiden startes på kommandoen "parat-gå", også selvom testpersonen venter lidt med at rejse sig. Tiden stoppes, når testpersonens bagdel berører stolesædet igen. Armene behøver ikke at hvile på armlænet.

Redskaber

Der benyttes en stol, sædehøjde ca. 46 cm, et stopur. Der benyttes en opmålt bane på 3 m fra forreste stoleben. Det anbefales, at der benyttes en afmålt bane med god plads på begge sider af banen så testpersonen selv vælger om der vendes venstre-om eller højre-om. Banen bør derfor ikke placeres langs en væg. Gangredskabet er det, som testpersonen bruger dagligt – og ikke det gangredskab, som testpersonen træner med sammen med fysioterapeuten.

Resultat

Dato _____ Tid i sek. med 1 decimal _____

Gangredskab _____

Vedlegg 8: 10 meter gangtest

10-Meter Walk Test

This test examines gait speed. Gait speed is important for safe community mobility (e.g. crossing a street before the light changes).

Administering the test:

Measure a 10 meter (33 foot) course and mark its ends with tape on the floor.

Position the subject approximately 3 feet behind the tape line.

Instruct the subject to walk at a comfortable rate until s/he is approximately 3 feet past the tape line. (Distance before and after the course minimizes the effect of acceleration and deceleration).

Repeat 3 times and average the times.

Instruct the subject to walk as above, but as fast as possible.

Repeat 3 times and average the times.

Convert to m/min: divide walking distance of 10 meters by elapsed time, then multiply by 60.

Compare the times to the reference values in the table below (or for quick reference can use 82m/min norm).

Gender/Decade	Comfortable (m/min)		Maximum (m/min)	
	Men	Women	Men	Women
20s	83.6	84.4	151.9	148.0
30s	87.5	84.9	147.4	140.5
40s	88.1	83.5	147.7	127.4
50s	83.6	83.7	124.1	120.6
60s	81.5	77.8	115.9	106.4
70s	79.8	76.3	124.7	104.9

OR

1.2-1.5 m/sec healthy young adult

0.9-1.3 m/sec older adult

Vedlegg 9: Rivermead Visual Gait Assessment

The Rivermead Visual Gait Assessment form

Patient:	Walking aid	
Date:	AFO yes/no	Type:
Referenc limb:	Total score	/59

Scoring: 0 = normal Deviations: 1 = mild 2 = moderate 3 = severe

<i>Upper Limb Position</i>			
1	Shoulder depressed/retracted/elevated		0 1 2 3
2	Elbow flexed $\leq 45^\circ$ (=0), 45° to 90° (=1), $>90^\circ$ (=2)		0 1 2
<i>Stance Phase</i>			For trunk deviations, 0 = midline
3	Trunk flexed/extended	<i>Inclined:</i>	3 2 1 0 1 2 3 ←—————→ backward forward
4	Trunk side flexed	<i>Direction:</i>	3 2 1 0 1 2 3 ←—————→ left right
5	Trunk and pelvis: lateral displacement	<i>Amount</i>	3 2 1 0 1 2 3 ←—————→ excessive reduced
6	Contralateral drop pelvis		0 1 2 3
7	Hip extension decreased		0 1 2 3
8		<i>with backward rotation</i>	0 1 2 3
9A	Knee flexion excessive	<i>at initial contact</i>	0 1 2 3
10A		<i>throughout range</i>	0 1 2 3
		or	
9B	Knee extension excessive	<i>at initial contact</i>	0 1 2 3
10B		<i>throughout range</i>	0 1 2 3
11A	Ankle in excess plantar flexion		0 1 2 3
		or	
11B	Ankle in excess dorsiflexion		0 1 2 3
12	Inversion excessive		0 1 2 3
13	Plantar flexion decreased at toe-off		0 1 2 3

The Rivermead Visual Gait Assessment form (continued)

Patient:	Walking aid
Date:	AFO yes/no Type:
Reference limb:	

	Swing Phase		For trunk deviations, 0 = midline
14	Trunk flexed/extended	Direction	3 2 1 0 1 2 3 ←—————→ backward forward
15	Trunk side flexed	Direction	3 2 1 0 1 2 3 ←—————→ left right
16	Hike pelvis (elevation)		0 1 2 3
17	Backward rotation pelvis		0 1 2 3
18	Decreased hip flexion		0 1 2 3
19	Decreased knee flexion		0 1 2 3
20	Ankle in excess plantar flexion		0 1 2 3
	Any other deviations noted		0 1 2 3