



Kan individualisert fysioterapibehandling med vekt på somatosensorisk stimulering av fot forbedre balanse og ganghastighet hos pasienter med multippel sklerose?

Martin Moum Hellevik

Mastergradsoppgave i helsefag, studieretning klinisk nevrologisk fysioterapi,
fordypning voksne

Institutt for helse- og omsorgsfag,
Det helsevitenskapelige fakultet
UiT Norges arktiske universitet

11.mai 2014

Forord

Arbeidet med denne masteroppgaven har først og fremst vært spennende og lærerikt, men det har til tider også vært svært krevende. Å få muligheten til å fordype seg i et viktig felt innenfor min profesjon har gitt meg erfaringer som jeg kommer til å ta med meg videre i mitt arbeid som fysioterapeut. Jeg håper at denne masteroppgaven kan bidra til å utvide forståelsen omkring hvordan fysioterapi skal kunne utøves på en forsvarlig og evidensbasert måte i møtet med pasienter med multippel sklerose. Videre håper jeg at andre skal kunne dra nytte av funnene fra denne studien.

Jeg vil utrykke en takk til pasientene som deltok i denne studien. Begge to var bemerkelsesverdige pliktoppfyllende og viste en imponerende innsats gjennom hele studien. Jeg ønsker å takke fysioterapeut Veslemøy Heyn som tok seg tid til å behandle pasientene i studien. Den kunnskapsrike profesjonsutøvelsen du tok med inn i denne studien har vært en stor inspirasjon å få oppleve.

En stor takk rettes til min veileder, stipendiat ved Institutt for helse- og omsorgsfag ved UiT – Norges arktiske universitet, Ragnhild B. Håkstad. Jeg ønsker også å takke Fysiofondet – fond til etter- og videreutdanning av fysioterapeuter for økonomisk støtte i forbindelse med master i helsefag, studieretning klinisk nevrologisk fysioterapi.

Til slutt vil jeg takke de to viktigste menneskene i mitt liv; min kjæreste Juni og vår ti måneder gamle sønn, Iver. Takk for den utrolige støtten og oppmuntringen jeg har fått fra dere underveis i denne prosessen.

Tønsberg, 11.mai 2016

Martin Moum Hellevik

Norsk sammendrag

Hensikt: Multipel sklerose (MS) er en progressiv demyeliniserende og neurodegenerativ sykdom i sentralnervesystemet (CNS). Mange pasienter med MS har problemer med balanse og gange. Som fysioterapeut kan det være vanskelig å velge effektive tiltak rettet mot balanseproblemer og nedsatt gangfunksjon siden det er uklarerheter omkring hvilken behandlingstilnærming som er optimal. Hensikten med studien var derfor å undersøke om individualisert fysioterapi med vekt på somatosensorisk stimulering av fot kan forbedre balanse og ganghastighet hos pasienter med MS. **Metode:** To pasienter med primær progressiv MS deltok i studien. Single Subject Experimental Design, med A-B-A-A struktur ble benyttet. A representerer faser uten behandling (A1, A2 og A3) og B (B1) representerer fasen med behandling. Timed Up & Go (TUG), Mini-BESTest (MBT), 10-Meter Walk Test (10MWT) og Functional Reach Test (FRT) ble benyttet som måleinstrument for å evaluere balanse og ganghastighet. Det ble totalt utført 18 målinger; 4 målinger ved baseline (A1), 6 målinger ved intervensjonsfasen (B1) og 4 målinger hver i oppfølgingsfase A2 og A3. I intervensjonsfasen fikk pasientene 3 behandlinger ukentlig over til sammen 6 påfølgende uker. Behandlingene hadde en varighet på 60 minutter og var delt inn i to deler: Del 1 bestod av bløtvevs- og leddmobilisering, taktil stimulering, og aktive bevegelser av ankel, fot og tær. Del 2 bestod av individualisert fysioterapi med fokus på funksjonelle øvelser i vektbærende stillinger. **Resultater:** Pasient A utførte TUG signifikant hurtigere i intervensjonsfasen og i begge oppfølgingsfasene (A2 og A3). Ved MBT hadde pasient A signifikant bedre score i intervensjonsfasen og i begge oppfølgingsfasene. 10MWT og FRT viste ingen signifikante endringer. Pasient B utførte TUG signifikant hurtigere i oppfølgingsfase A2 og A3. Ved MBT hadde pasient B signifikant bedre score i intervensjonsfasen og oppfølgingsfase A2 og A3. 10MWT og FRT viste ingen signifikante endringer. **Konklusjon:** Resultatene fra denne studien indikerer at individualisert fysioterapibehandling med vekt på somatosensorisk stimulering av fot kan forbedre balanse, men ikke ganghastighet hos pasienter med MS. Resultatene fra denne studien kan ikke generaliseres og bør utforskes i større randomiserte kontrollerte studier med pasienter med MS. **Nøkkelord:** Multipel sklerose, balanse, ganghastighet, behandling, somatosensorisk stimulering, individualisert fysioterapi

Abstract:

Objectives: Multiple sclerosis (MS) is a progressive demyelinating and neurodegenerative disease in the central nervous system (CNS). Many patients with MS have problems with balance and walking. As a physical therapist it can be challenging to choose effective measures directed against balance and gait problems since there are uncertainties about which treatment approach is optimal. The purpose of the study was therefore to investigate whether individualized physical therapy with focus on somatosensory stimulation of the foot can improve balance and gait speed in patients with MS. **Method:** Two patients with primary progressive MS attended the study. Single Subject Experimental Design, with an A-B-A-A structure was used. A represents phases without treatment (A1, A2 and A3) and B (B1) represents phases with treatment. Timed Up & Go (TUG), Mini-BESTest (MBT), 10-Meter Walk (10MWT) and Functional Reach Test was used as measuring instruments to evaluate balance and gait speed. It was carried out a total of 18 measures; 4 measures at baseline (A1), 6 measures at the intervention phase (B1) and 4 measures each in follow-up phase A2 and A3. In the intervention phase the patients received 3 treatments weekly over a period of 6 consecutive weeks. The treatment session lasted 60 minutes and was divided into two parts: Part 1 consisted of soft tissue and joint mobilization, tactile stimulation and active movements of the ankle, foot and toes. Part 2 consisted of individualized physical therapy with focus on functional exercises in weight bearing positions. **Results:** Patient A performed TUG significantly faster in the intervention phase and at both follow-up phases (A2 and A3). In the MBT patient A scored significantly better in the intervention phase and at both follow-up phases. 10MWT and FRT showed no significant changes. Patient B performed TUG significantly faster in the intervention phase and at the follow-up phases A2 and A3. In the MBT patient B scored significantly better in the intervention phase and at both follow-up phases. 10MWT and FRT showed no significant changes. **Conclusion:** The results from this study indicate that individualized physical therapy with focus on somatosensory stimulation of the foot can improve balance, but not gait speed in patients with MS. The results from this study can not be generalized and should be investigated in larger controlled trials of patients with MS. **Key words:** Multiple sclerosis, balance, gait speed, treatment, somatosensory stimulation, individualized physical therapy

Innhold

1. Innledning	7
1.1 Bakgrunn for valg av tema	7
1.2 Multipel sklerose (MS)	8
1.2.1 Epidemiologi og patologi.....	8
1.3 Tidligere forskning på feltet og utvikling fram til dagens kunnskap	10
1.4 Problemstilling.....	11
2. Teoretiske perspektiver	12
2.1 Teorigrunnlag - Dynamisk systemteori	12
2.2 Sykdomsmekanismer ved MS	13
2.2.1 Det somatosensoriske system.....	13
2.3 Plastisitet og grunnlaget for bedret funksjon	14
2.3.1 Kortikal reorganisering	14
2.3.2 Synaptisk plastisitet.....	15
2.3.4 Muskulær plastisitet.....	16
2.3.5 Plastisitet og bedring av funksjon hos pasienter med MS	16
2.4 Balanse	17
2.4.1 Balanse hos personer med MS.....	18
2.4.2 Balanse: Fotens rolle	19
2.5 Gangfunksjon hos pasienter med MS	20
2.6 MS og fysioterapi.....	21
2.6.1 Individualisert fysioterapi.....	22
3. Metode.....	23
3.1 Vitenskapsteoretisk ståsted	23
3.2 Design	23
3.3 Måleinstrumenter	25
3.3.1 Definisjon av begreper: Reliabilitet og validitet.....	25
3.3.2 Timed Up and Go Test.....	26
3.3.3 Mini-Bestest	27
3.3.4 Timed 10-meter walk test	28
3.3.5 Functional Reach Test	30
3.4 Utvalg og rekrutteringsprosess	31
3.5 Presentasjon av pasientene	32
3.6 Intervensjon	35
3.6.1 Beskrivelse av del 1 av behandlingene i intervensjonen	35

3.6.2	Beskrivelse av del 2 av behandlingene i intervensjonen	36
3.6.3	Behandling av pasient A	36
3.6.4.	Behandling av pasient B	37
3.7	Etikk	38
4.	Presentasjon av resultater	39
4.1	Timed Up and Go	39
4.2	Mini-BESTest	41
4.3	10MWT – foretrukket hastighet	45
4.4	10MWT maksimal hastighet	46
4.5	Functional Reach Test	47
5.	Diskusjon	49
5.1	Oppsummering av resultater	49
5.2	Drøfting av resultatene	50
5.2.1	Forklaring av resultatene fra TUG belyst i sammenheng med 10MWT	50
5.2.3	MBT – Forklaring av resultatene	55
5.2.4	Plastisitet – Grunnlaget for endringene hos pasientene	56
5.3	Styrker og svakheter ved studien	57
5.3.1	Studiedesign (SSED)	57
5.3.2	Utvalg og rekrutteringsprosess	61
5.3.3	Målingene	62
5.3.4	Intervensjonen	67
6.	Konklusjon	70
6.1	Implikasjoner for praksis og videre forskning	70
8.	Litteraturliste	72
Vedlegg	88
Vedlegg 1:	Godkjenning for gjennomføring av studie fra Regional Etisk Komite	88
Vedlegg 2:	Informasjonsbrev og samtykkeerklæring	89
Vedlegg 3:	Testprotokoll «Timed Up and Go Test»	94
Vedlegg 4:	Testprotokoll «Mini-BESTest»	95
Vedlegg 5:	Testprotokoll «Timed 10-Meter Walk Test»	99
Vedlegg 6:	Testprotokoll «Functional Reach Test»	102
Vedlegg 7:	Expanded Disability Status Scale	105

1. Innledning

I dette innledningskapittelet vil jeg forklare hvorfor jeg har valgt multippel sklerose (MS) som tema og hvilken problemstilling innenfor dette temaet jeg har valgt å utforske. Jeg vil også belyse aspekter omkring epidemiologi og patologi, samt hvordan kunnskapstviklingen fra forrige århundre og fram til i dag har medført betydelig endringer for hvordan man som fysioterapeut utøver sin profesjon i rehabilitering av pasienter med MS.

1.1 Bakgrunn for valg av tema

Som nevrologisk fysioterapeut utgjør pasienter med MS en vesentlig andel av pasientene jeg møter i min kliniske hverdag. Selv opplever jeg at denne pasientgruppen representerer et svært bredt spekter av problemstillinger, og dette medfører et nokså ambivalent forhold til temaet multippel sklerose. På den ene siden er det svært faglig interessant å ta fatt på mangfoldet av utfordringer, mens på den andre siden er det svært krevende og til tider frustrerende. Det sistnevnte har utspring fra at jeg opplever at det kan være vanskelig å finne fornuftige evidensbaserte tiltak som kan møte mangfoldet av utfordringer pasienter med MS har med seg i bagasjen. For over 50 år siden beskrev George A. Schumacher et al. (1965, p. 552) en problemstilling som framhever likhetstrekk med det jeg selv strever med i mitt møte med MS den dag i dag;

«To date no satisfactory treatment for the amelioration or cure of the disease has been discovered. Since its etiology and pathogenesis have eluded detection, it is not surprising that therapeutic attempts have been empiric and often unscientific».

Til tross for at jeg opplever et mangfold av utfordringer i møtet med disse pasientene trer ofte en noen bestemte problemområder fram når pasientene beskriver sine funksjonsutfordringer; Nedsatt balanse og svekket gangfunksjon. Hos en stor andel av pasienter med MS er nedsatt balanse og svekket gangfunksjon blant de mest krevende utfordringene ved sykdommen (Frzovic, Morris, & Vowels, 2000, p. 220; Hemmett, Holmes, Barnes, & Russell, 2004, p. 674; Larocca, 2011, p. 200; Soyuer, Mirza, & Erkorkmaz, 2006, p. 561; Van Emmerik, Remelius, Johnson, Chung, & Kent-Braun, 2010, p. 608; Zwibel, 2009, p. 1046). Som fysioterapeut kan det være vanskelig å bestemme seg for hvilke tilnærming man skal benytte i møte med MS-pasienter som har svekkelser i forhold til balanse og gangfunksjon. Dette kan komme av at det er lite evidens som sier at den ene tilnærmingen er mer effektiv enn den

andre når det kommer til behandling av balanse og gangfunksjon hos pasienter med MS (Gunn, Markevics, Haas, Marsden, & Freeman, 2015, p. 1908; Ilett, Lythgo, Martin, & Brock, 2015, p. 105; Lord, Wade, & Halligan, 1998, p. 478). I en systematisk oversiktsartikkel om effekten av ulike individuelle fysioterapi-intervensjoner i forhold til balanseproblematikk hos personer med MS nevner Paltamaa et al. (2012, p. 821) at det er uklart hvilken tilnærming som er optimal. Selv om at det er uklarhet omkring hvilke tilnærminger som er mest effektive for å forbedre balanse og gange hos pasienter med MS trekkes det fram at trening uansett er vesentlig for pasienter med MS (Rietberg, Brooks, Uitdehaag, & Kwakkel, 2005, p. 9).

Som følge av de overnevnte uklarhetene omkring hva slags behandlingstilnærminger man bør benytte, ønsker jeg å gjennomføre en studie som bidrar å utvide forståelsen på dette feltet. Temaet for studien har utspring fra hvordan nedsatt somatosensorisk funksjon i fot hos pasienter med MS kan medføre svekkelser av balanse og gangfunksjon, og hvilke evidensbaserte tiltak fysioterapeuter kan benytte i forhold til disse utfordringene. Gjennom egen klinisk erfaring med pasienter med MS som har nedsatt balanse og gangfunksjon ser jeg ofte svekkelser av sensibilitet og proprioepsjon i enten en eller begge føttene, samt vanskeligheter med å aktivt bevege ankel, fot og tær. I behandlingssituasjoner med disse pasientene har jeg opplevd bedring av pasientenes funksjonsutfordringer når jeg har benyttet tiltak som forsøker å forbedre fotens biomekaniske forutsetninger, nevro-muskulære aktivitet og sensoriske funksjon kombinert med funksjonelle, vektbærende øvelser. Jeg ønsker derfor å utføre en studie der disse erfaringene kan vurderes i en mer objektiv grad og forhåpentligvis bidra til økt kunnskap om hvilke tiltak man benytte i møte med pasienter med MS og disse funksjonsutfordringene.

1.2 Multippel sklerose (MS)

1.2.1 Epidemiologi og patologi

Det er estimert at omkring 2 millioner mennesker er diagnostisert med MS og sykdommen er blant de vanligste nevrologiske lidelsene hos unge voksne (Kingwell et al., 2013; Milo & Kahana, 2010). Europa regnes som en region med høy prevalens av MS, og regionen besitter mer enn halvparten av den globale populasjonen diagnostisert med MS (Kingwell et al., 2013, p. 2). Nordlige deler av Europa, deriblant Skandinavia, regnes som høyfrekvensområder for sykdommen. I Norge antar man at en insidens på 5-8 per 100 000 og en prevalens på 150-170 per 100 000 (Gjerstad, Helseth, & Rootwelt, 2010, p. 527; Midgard, 2012, p. 41). Det

progressive funksjonstapet som følger MS kan medføre betydelig funksjonstap, og det er anerkjent at sykdommen medbringer høye økonomiske kostnader både for individet og samfunnet (Svendsen, Myhr, Nyland, & Aarseth, 2012, p. 81). Sykdommen rammer unge voksne vanligvis mellom 20-40 år, med gjennomsnittlig debutalder omkring 30 år og kvinner rammes hyppigere enn menn (Gjerstad et al., 2010, p. 527). Årsaken til sykdommen og mekanismene bak den patologiske prosessen som driver sykdommen er ikke fullstendig kartlagt (Brodal, 2009, p. 51; Carr & Shepherd, 2011, p. 335).

MS er en progressiv demyeliniserende og nevrodegenerativ sykdom i sentralnervesystemet (CNS) (Carr & Shepherd, 2011, p. 335). I hovedtrekk oppstår det en fokal lymfocytinfiltrasjon som fører til skade på akson og myelin (Compston & Coles, 2008, p. 1502). Det pekes mot at MS kan anses som en autoimmun sykdom (Korn, 2008, p. 4; Mahad, Trapp, & Lassmann, 2015, p. 183). Den mest karakteristiske patologiske endringen som oppstår i CNS hos personer med MS er utviklingen av områder preget av demyelinisert plakk i hvit og grå substans (Lassmann, 2013, p. 1). I den tidlige fasen av sykdomsutviklingen oppstår affeksjon av myelinkjedene og gliaceller, samtidig kan nevronene og aksonene være delvis bevart. I den senere fasen ser man utvikling av lesjonen og sykdomsprosessen, noe som medfører betydelig tap av aksoner og som dermed kan representere en irreversibel nevrologisk nedsettelse (Lassmann, 2013, pp. 1-2).

For å kunne standardisere terminologien brukt for å beskrive de ulike kliniske sykdomsforløpene som MS representerer gjennomførte Lublin og Reingold (1996) en stor internasjonal undersøkelse. Det ble da framhevet tre ulike sykdomsforløp som sykdommen kunne følge; attakkvis (RR) MS, primær-progressiv (PP) MS og sekundær-progressiv (SP) MS. Sykdomsprosessen hos majoriteten av personer med MS begynner med en RR-MS, som senere kan utvikle seg til å bli SP-MS. Ved PP-MS går ikke sykdomsprosessen gjennom den attakkvise fasen, men begynner med uavbrutt progresjon fra starten (F. D. Lublin & Reingold, 1996, p. 908). Attakkvis MS karakteriseres av symptomer som oppstår, men som etter hvert går helt eller delvis i remisjon. Slike angrep tiltrer gjentatte ganger med varierende grad av remisjon, noe som vanligvis medfører at man får gradvis økende funksjonssvikt (Gjerstad et al., 2010, p. 533; Schmitz, Fulk, & O'Sullivan, 2014, p. 722). På grunn av en økende kunnskap omkring MS og utviklingen av bedre diagnostiske verktøy (bilde-diagnostikk og biologiske markører) arbeides det fremdeles med å videreutvikle, samt implementere nye definisjoner på de ulike sykdomsforløpene (Fred D. Lublin et al., 2014, pp. 279-280).

1.3 Tidligere forskning på feltet og utvikling fram til dagens kunnskap

Over mange år rådet en tankegang der pasienter med MS ble frarådet til å delta i fysisk trening (Dalgas, Stenager, & Ingemann-Hansen, 2008, p. 35). Denne tankegangen har muligens utspring fra at en stor andel pasienter med MS rapporterer om økende nevrologiske symptomer som følge av økt kroppstemperatur (Guthrie & Nelson, 1995, p. 5). Man vet i dag at dette fenomenet er forbigående og at det ikke medfører kronisk forverring av sykdommen (Guthrie & Nelson, 1995, p. 7; White, Wilson, Davis, & Petajan, 2000, p. 176). En annen årsak kan være tankegangen om å spare energi for å unngå økt tretthet slik at pasientene har mer energi til andre hverdagslige oppgaver (Dalgas et al., 2008, p. 35). I løpet de siste 20-30 årene har man sett en stor endring i denne tankegangen, gradvis har det blitt mer vanlig å anbefale fysisk trening. Dette kan komme fra de relativt nylig oppdagede fordelene fysisk trening har hos pasienter med MS (Petajan & White, 1999, p. 180; Ponichtera-Mulcare, 1993, p. 451; R. M. Smith, Adeney-Steel, Fulcher, & Longley, 2006, p. 723). Fysisk trening står i dag som en viktig ikke-farmakologisk del av rehabiliteringen hos pasienter med MS (Dalgas et al., 2008, p. 50; Döring, Pfueller, Paul, & Dörr, 2012, p. 10).

Fysisk aktivitet anbefales i dag for personer med MS med bakgrunn i at det foreligger god evidens for at muskelfunksjon, kondisjon og forflytningsevne forbedres (Helsedirektoratet, 2009, p. 423). Det foreligger også evidens for at flere ulike behandlingsintervensjoner kan forbedre balanse hos pasienter med MS. Intervensjonene som viser størst effekt på balanse ser ut til å være dem der det inkorporeres trening på gangfunksjon, balanse og funksjonelle øvelser (Gunn et al., 2015, p. 1908). Til tross for dette ser det ut til at pasienter med MS ikke bruker fysisk trening i form av utholdenhets- eller styrketrening i stor grad (Dalgas et al., 2008, p. 50). En pasient diagnostisert med MS kan representere et bredt spekter av symptomer. Dette kan påvirke ulike systemer; motoriske, kognitive, sensoriske, visuelle, vestibulære og autonome, noe som videre skaper et behov for en tverrfaglig tilnærming til problemstillingene som MS kan medføre (Beer, Khan, & Kesselring, 2012, p. 1997). Her vil en fysioterapeut kunne bidra i stor grad med kunnskapen innenfor sitt felt.

For å avdekke om det er gjort tidligere forskning omkring fysioterapibehandling med vekt på somatosensorisk stimulering av fot hos pasienter med MS ble det utført innledende litteratursøk i databasene Pubmed og PEDRO med variasjoner av søkeordene; «Multiple sclerosis», «Physical Therapy», «Somatosensory», «Balance», «Gait speed» «Rehabilitation»,

«Intervention» og «Treatment». Det ble ikke funnet andre studier som ser på individuell fysioterapi med vekt på somatosensorisk stimulering av fot hos personer med MS, men det ble funnet studier som tar opp viktigheten av tiltak rettet mot sensorisk og proprioseptiv forbedring ved balanse- og gangproblematikk hos personer med MS.

I en SSED studie utført av Smedal et al. (2006) ble endringene av balanse og gange hos pasienter med MS målt etter en intervensjon som fulgte Bobath-prinsipper. I denne studien mottok pasientene behandling der bedring av funksjon og biomekanikk i fot var vesentlige deler (Smedal et al., 2006, p. 106). Ilett et al. (2015, p. 3) sammenlignet balanse og gange mellom pasienter med MS og funksjonsfriske individer, i tillegg ble effekten på balanse og gange av én enkelt Bobath-rettet behandling målt hos pasientene med MS. I den Bobath-rettete behandlingen var det stor fokus på å forbedre funksjon i ankel og fot hos pasientene. Tiltak som ble benyttet var blant annet: Bløtvevs- og leddmobilisering av ankel og fot, sensorisk stimulering av fot og nevromuskulær aktivering av m. gastrocnemius og m. soleus (Ilett et al., 2015, p. 3).

Cameron og Lord (2010, p. 410) peker mot at spesifikke tiltak rettet mot bedring av proprioepsjon og sentral prosessering av afferent informasjon kan være en effektiv tilnærming som kan forbedre balanseproblematikk. Cattaneo et al. (2007, p. 778) peker på at rehabilitering av sensoriske svekkelser og spesifisitet i intervensjonen kan være essensielle komponenter ved forbedring av balanse hos personer med MS. I en fersk systematisk litteraturstudie trekker Gunn et al. (2015, p. 1907) fram funksjonelle øvelser i vektbærende stillinger som vesentlige deler av intervensjonene som gir størst bedring på balanse.

1.4 Problemstilling

For å kunne bidra til å øke kunnskapsgrunnlaget i forhold til hvilke tiltak fysioterapeuter kan benytte i møte med pasienter med MS som har funksjonsnedsettelse rettet mot balanse og gangfunksjon ønsker jeg å utforske følgende problemstilling;

Kan individualisert fysioterapibehandling med vekt på somatosensorisk stimulering av fot forbedre balanse og ganghastighet hos pasienter med multippel sklerose?

2. Teoretiske perspektiver

I dette kapitlet skal jeg først beskrive hvilket teorigrunnlag jeg har valgt som utgangspunkt for denne studien. Deretter skal jeg belyse hvordan ulike sykdomsmekanismer ved MS kan svekke funksjonsevnen og hvordan plastiske endringer CNS og bevegelsesapparatet kan motvirke disse svekkelsene. Til slutt trekker jeg fram hvordan balanse og gangfunksjon kan påvirkes hos pasienter med MS og hvordan man som fysioterapeut kan bidra i rehabiliteringen av denne pasientgruppen.

2.1 Teorigrunnlag - Dynamisk systemteori

Jules Henri Poincare sa følgende; *Vitenskap er bygd opp av fakta, akkurat som et hus er bygd opp av stein; men en samling av fakta er ikke mer en vitenskap enn det en samling av stein er et hus.* En teori gir altså mening til fakta, akkurat som en bygningsplan gir strukturen som kan forvandle en haug med steiner til et hus (Shumway-Cook & Wollacott, 2012, p. 7). I forsøk på å forstå teorigrunnlaget for motorisk kontroll har man siden siste del av 1800-tallet sett en stor utvikling. Den russiske forskeren Nicolai Bernstein begynte omkring midten av 1900-tallet å se på nervesystemet og kroppen på en helt ny måte. Han påpekte at man ikke kan forstå nevralt kontroll av bevegelse uten en forståelse av systemet som beveges (kroppen), samt hvordan eksterne og interne krefter virker inn på kroppen. Bernstein foreslo også at kontroll av bevegelse sannsynligvis var distribuert gjennom flere interagerende systemer (Shumway-Cook & Wollacott, 2012, pp. 12-13). Siden Bernstein la fram sine systemteorier om motorisk kontroll har forskere bygget videre og utviklet dette til dagens ledende teori om motorisk kontroll; Dynamisk systemteori (Shumway-Cook & Wollacott, 2012, p. 13).

Som en grunnmur for kunnskapsforståelsen i dette forskningsprosjektet tar jeg utgangspunkt i dynamisk systemteori. Denne tilnærmingen argumenterer for at bevegelse fremkommer fra en interaksjon mellom individet, oppgaven og miljøet hvor oppgaven utføres. Dermed er bevegelse ikke kun et resultat av biomekaniske forutsetninger, men et resultat av en komplisert og dynamisk interaksjon mellom persepsjons-, kognisjons- og utførelsessystemer (Shumway-Cook & Wollacott, 2012, p. 17).

2.2 Sykdomsmekanismer ved MS

MS karakteriseres generelt av uberegnelige remisjoner og tilbakefall, med symptomer som kan blusse opp akutt (Carr & Shepherd, 2011, p. 335). Symptombildet hos pasienter med MS varierer, men det kan ofte involvere påvirkning av motoriske, sensoriske, visuelle og autonome systemer (Compston & Coles, 2008, p. 1502). En høy andel av gruppen utvikler endringer i sensoriske og motoriske systemer. Dette kan gi symptomer som nedsatt muskelkraft og koordinasjon, utvikling av spastisitet, endret sensibilitet og smerte (Carr & Shepherd, 2011, p. 339). Som følge av at problemstillingen for denne studien omfatter somatosensorisk stimuli vil jeg videre fokusere på det somatosensoriske system og hva som skjer når dette systemet affiseres av MS. Øvrige sensoriske og motoriske systemer vil ikke bli beskrevet i lik grad som det somatosensoriske videre i teksten. Men det er viktig å huske at selv om det somatosensoriske system er en del av det sensoriske systemet (Brodal, 2009, p. 185), er motoriske og sensoriske systemer sammenvevd på flere nivåer og har stor påvirkningskraft på hverandre (Brodal, 2009, p. 175).

2.2.1 Det somatosensoriske system

Somatosensorisk informasjon kan grovt sett deles inn i sanseinformasjon fra hud, ledd og muskler (Brodal, 2009, p. 185). Informasjonen blir sendt fra periferien til ryggmargen og somatosensoriske barkområder i hjernen gjennom stimuli fra mekano- og termoreseptorer i hud, muskel- og senespoler og reseptorer i ledd (Brodal, 2009, p. 185; Shumway-Cook & Wollacott, 2012, pp. 51-58). Somatosensoriske barkområder er prosesseringsområder i CNS for all somatosensorisk informasjon og her integreres sanseinformasjonene slik at posisjon og bevegelse av et gitt kroppsområde kan tolkes (Shumway-Cook & Wollacott, 2012, p. 58).

Det somatosensoriske system gir også CNS posisjon- og bevegelsesinformasjon om kroppen relativt til understøttelsesflaten. I tillegg vil systemet gi informasjon om hvor de ulike kroppssegmentene befinner seg i relasjon til hverandre (Gjelsvik, 2008, p. 20; Shumway-Cook & Wollacott, 2012, p. 181). Under normale forhold kan sentralnervesystemet (CNS) vektlegge viktigheten av somatosensorisk informasjon mer enn informasjon fra visuelle og vestibulære systemer (Raine, Meadows, & Lynch-Ellerington, 2009, p. 30). Det har vært foreslått at proprioseptiv informasjon er den viktigste faktoren for opprettholdelse av balanse og at visuell informasjon ikke kan fullstendig kompensere for en svekkelse i proprioepsjon (Speers, Kuo, & Horak, 2002, p. 27). Man ser at når taktil og proprioseptiv informasjon fra

underekstremitetene ikke ledes til CNS slik det er ment å gjøre kan det oppstå vanskeligheter med å opprettholde balansen (Kars, Hijmans, Geertzen, & Zijlstra, 2009, p. 932).

I tillegg til visuelle og vestibulære system, blir det somatosensoriske system rammet hyppig hos personer med MS (Carr & Shepherd, 2011, p. 339; Frzovic et al., 2000, p. 215).

Sensoriske symptomer som parestesier i ekstremiteter eller ansikt, nummenhet og prikking er symptomer som kan oppstå tidlig i sykdomsforløpet. Videre kan man også se svekkelser i evnen til å registrere trykk, bevegelse, vibrasjon og berøring i de affiserte områdene (Carr & Shepherd, 2011, p. 339). Hos personer med MS kan lesjoner som gir svekkelser i det somatosensoriske system medføre redusert evne til opprettholdelse av balanse og dermed økt fallfare (Cameron, Horak, Herndon, & Bourdette, 2008, p. 113; D Cattaneo & Jonsdottir, 2008, p. 1).

2.3 Plastisitet og grunnlaget for bedret funksjon

En grunnegenskap i nervecellens funksjon er kapasiteten til dynamisk adaptasjon som svar på endringer. Disse endringene kan oppstå som resultat av ekstern stimuli, forandringer i miljøet eller lesjoner (Zeller & Classen, 2014, p. 222). Denne egenskapen betegnes ofte som nevralt plastisitet (Sharma, Classen, & Cohen, 2013, pp. 3-4). Under normale forhold regner man plastisitet som en av hovedmekanismene bak utvikling av hjernen, læring og hukommelse (Draganski et al., 2006, p. 6317; Johnston et al., 2009, p. 2; Martin & Morris, 2002; Zeller & Classen, 2014, p. 222). Man regner også nevralt plastisitet som en forutsetning for gjenvinning av funksjon etter skader og sykdom (Brodal, 2009, p. 167; Nudo, 2003, p. 9). Nevral plastisitet pågår gjennom hele livet og plastisiteten avhenger sannsynligvis av mangfoldige mekanismer som utvikler seg over ulike tidsskalaer; minutter, måneder og selv år (Sharma et al., 2013, p. 4). Begrepet nevralt plastisitet omfavner et bredt spekter av endringer, fra endret styrke i forbindelser mellom synapser, tilføringen av nye synapser, kortikal reorganisering og til induksjonen av nevrogenese (Ksiazek-Winiarek, Szpakowski, & Glabinski, 2015, p. 2).

2.3.1 Kortikal reorganisering

Gjennom forsøk utført på dyr og mennesker har man observert at CNS har en evne til å kunne reorganisere somatotopisk organiserte representasjonsområder i hjernen. Økt stimulering av en kroppsdel kan øke, samt forandre kroppsdelens kortikale representasjonsområder (Elbert &

Rockstroh, 2004, p. 132). Det er vist at intensiv trening på en bestemt bevegelsesoppgave over flere uker bidrar både til økt hastighet og presisjon ved utføring av bevegelsesoppgaven (Karni et al., 1995, p. 158). Kortikal reorganisering ser ut til å være spesielt betydningsfull for å kunne kompensere for ferdigheter som har gått tapt eller blitt svekket som følge av hjerneslag eller annen skade og sykdom i CNS (Dietrichs, 2007, p. 1229).

Kortikal reorganisering er et vanlig fenomen hos pasienter med nevrologiske lidelser (Martino, 2004, p. 373).

2.3.2 Synaptisk plastisitet

Begrepet synaptisk plastisitet omfavner endringer som øker eller reduserer effekten hos synapser, samt endringer som medfører dannelsen av nye synapser (Johnston et al., 2009, p. 2). Synaptisk plastisitet ser ut til å være involvert i alle former for trening og funksjonsforbedring (Dietrichs, 2007, p. 1228). I forsøk med rotter har Ding et al. (2002, p. 834) og Ding, Li, Clark, Diaz og Rafols (2003, p. 192) vist at gjennom utførelse av utfordrende motoriske oppgaver ser det ut til at synaptisk plastisitet stimuleres i stor grad og at dette kan anslås som en vesentlig årsak til forbedringen av den motoriske funksjonen. Med tanke på at disse forsøkene ble utført på rotter kan det tenkes at resultatene ikke nødvendigvis vil være slik hos mennesker. Til tross for dette medfører disse funnene interessante observasjoner som kan bidra til å øke forståelsen for hvordan disse prosessene foregår hos mennesker.

2.3.3 Nevrogenese

I en studie der voksne rotter fikk induisert infarkter i striatum har det blitt påvist økt celledeling i den subventrikulære sonen, i tillegg til migrasjon av celler inn i deler av det iskemisk skadede området (Arvidsson, Collin, Kirik, Kokaia, & Lindvall, 2002, p. 963). I samme studie ble det estimert at det kun var en svært liten fraksjon av døde nerveceller som ble erstattet av nye nevroner (Arvidsson et al., 2002, p. 968). Slik nydannelse av nerveceller betegnes som nevrogenese, og det er holdepunkter for at nye nerveceller kan danne forbindelser som bidrar til å gjenopprette tapte funksjoner etter iskemisk skade. Men rollen til nevrogenesen er fremdeles uklar, og man er usikker på betydningen dette har for rehabilitering etter skade eller sykdom i CNS (Dietrichs, 2007, p. 1229).

2.3.4 Muskulær plastisitet

Muskulatur viser en enestående evne til tilpasse seg som respons på normale og patologiske tilstander (Hood, Irrcher, Ljubicic, & Joseph, 2006, p. 2265). En muskel er bemerkelsesverdig sensitiv til den mekaniske kraften som utøves på den. Dersom man fjerner de normale mekaniske påkjenningene som kommer fra hverdagslige aktiviteter, for eksempel gjennom immobilisering eller sengeleie vil muskelen atrofiere og bli svakere (Gruther et al., 2008, p. 188; Psatha et al., 2012, p. 690). I den andre enden av spekteret vil økt mekanisk belastning på muskelen, som ved styrketrening med høy belastning, kunne medføre en økning i muskelstørrelse og styrke (D'Antona et al., 2006, p. 622; Harridge, 2007, p. 784). Man ser også at muskelens lengde kan endres ut fra de funksjonelle kravene som muskelen utsettes for. Dette demonstrerte Csapo, Maganaris, Seynnes og Narici (2010, p. 2585) i sin studie, her ble det observert nedsatt muskellengde i m. gastrocnemius hos kvinner som på hyppig basis brukte sko med høye hæler. Med grunnlag i de ulike endringene som muskulatur kan gjennomgå kan man derfor si at muskulatur fra mennesket er et svært plastisk vev (Harridge, 2007, p. 794).

2.3.5 Plastisitet og bedring av funksjon hos pasienter med MS

Ved utvikling av motoriske ferdigheter i et intakt CNS og et CNS med sykdom eller skade ser man mange likheter (Carr & Shepherd, 2011, p. 8). Det tenkes at bedring etter en lesjon i CNS opptrer som følge av en læringsprosess som er underlagt de samme prinsipper som gjelder for læring i et intakt nervesystem (Brodal, 2009, p. 171). Til tross for at MS representerer en progredierende tilstand som kan manifesteres gjennom ulike sykdomsforløp ser det ut til at disse prinsippene også gjelder her. Zeller et al. (2010) undersøkte evnen til motorisk læring hos personer med MS (EDSS score 2,5) og friske kontroll-subjekter. De fant at motorisk plastisitet var sammenlignbar mellom personer med motoriske svekkelser som følge av MS og hos kontroll-subjektene.

Hos personer med lesjoner i CNS som følge av MS kan man se reparasjon på cellulært nivå. Dette kan blant annet være gjennom reparasjon av demyeliniserte områder i form av remyelinisering (Albert, Antel, Bruck, & Stadelmann, 2007, p. 135; Patani, Balaratnam, Vora, & Reynolds, 2007, p. 285; Patrikios et al., 2006, p. 3171). Waxman (2006, p. 932) påpeker at det også kan se ut som at det oppstår en bedring av impulsledningen i demyeliniserte aksoner. Disse faktorene kan bidra til vedlikehold eller bedring av funksjon, men i de fleste tilfeller

ikke i stor grad (Zeller & Classen, 2014, p. 223). Dette vil derfor medføre at pasienter med MS gradvis akkumulerer skade i CNS samtidig som det oppstår en økende grad av funksjonsnedsettelse.

Det er viktig å merke seg at det ser ut til å være en ikke-lineær relasjon mellom grad av skade i CNS og grad av funksjonsnedsettelse hos pasienter med MS (Zeller & Classen, 2014, pp. 223-224). Dette refereres til som et klinisk-radiologisk paradoks (Barkhof, 2002, p. 242), og dette indikerer at assosiasjonen mellom kliniske funn og utstrekningen av funnene radiologisk kan være svak (Zeller & Classen, 2014, p. 224). Disse observasjonene kan tyde på at endringene i CNS som kompenserer for de radiologiske lesjonene som oppstår ved MS i stor grad kommer fra nevralt plastisitet (Ksiazek-Winiarek et al., 2015, p. 2; Zeller & Classen, 2014, p. 224).

Hos personer med MS ser det ut til at plastisitet spiller en betydelig rolle i forhold til å redusere sykdommens effekt på motorisk funksjon (Zeller & Classen, 2014, p. 223) og bidra til gjenoppretning av motorisk funksjon (Lipp & Tomassini, 2015, p. 1). Rehabilitering av motorisk funksjon er en prekær komponent i behandlingen av MS og som i stor grad underbygges av nevralt plastisitet (Lipp & Tomassini, 2015, p. 2). Innenfor rehabilitering av motorisk funksjon hos en person med MS vil en fysioterapeut kunne bidra i stor grad med sin kunnskap. I følge Shumway-cook og Wollacott (2012, pp. 3-4) jobber nevrologiske fysioterapeuter mye med opptrening av personer med nedsatt motorisk kontroll. Det er økende argumentasjon for at gjenoppretting av motorisk funksjon påvirkes i stor grad av intensiv, funksjonell og repeterende trening som også må være motiverende og meningsrik for pasienten (Carr & Shepherd, 2011, p. 8).

2.4 Balanse

Balanse er et hyppig brukt begrep blant helsepersonell innenfor flere ulike felt, og til tross for en utbredt anvendelse av begrepet er det uklart omkring en allmenn akseptert definisjon av balanse og det brukes ofte i sammenheng med begrep som stabilitet og postural kontroll (Pollock, Durward, Rowe, & Paul, 2000, p. 402). I kliniske situasjoner har dette muligens bidratt til å medføre at forståelsen av balanse har vært intuitiv og ikke basert på en tydelig og presist allment akseptert definisjon (Pollock et al., 2000, pp. 405-406). For å unngå eventuelle uklarheter i forhold til begrepsbruken velger jeg å lene meg mot Shumway-Cook og Wollacott

(2012, p. 162) sine definisjoner; Postural kontroll involverer evnen til å kontrollere kroppens posisjon i rommet for å oppnå stabilitet og orientering. Postural orientering involverer en aktiv kontroll over kroppssegmentene og muskeltonus mot tyngdekraftens påvirkninger, BOS, omgivelsene og innvirkende interne krefter (F. B. Horak, 2006, p. 8). Postural stabilitet, som også refereres til som *balanse*, er evnen til å kontrollere COM relativt til BOS (Shumway-Cook & Wollacott, 2012, p. 162). Kontroll av balanse oppnås gjennom et kompleks samspill mellom ulike systemer som omfavner sensoriske, motoriske og kognitive komponenter (Fay B. Horak, 1997, p. 76; F. B. Horak, 2006, p. 7; F. B. Horak, Wrisley, & Frank, 2009, p. 485). Evnen til å opprettholde balansen er essensielt for utførelsen av de fleste bevegelser, og danner derfor grunnlaget for motoriske ferdigheter (Carr & Shepherd, 2011, p. 164). Nedsatt balanse blir som følge av dette en svært ødeleggende faktor for funksjonsevnen, og noe som ofte oppstår hos pasienter med lesjoner i CNS (Carr & Shepherd, 2011, p. 163).

2.4.1 Balanse hos personer med MS

Balanse anses som svært relevant i funksjonsvurderingen av pasienter med nevrologiske lidelser (Pollock et al., 2000, p. 402). Som nevnt tidligere er nedsatt balanse en vesentlig utfordring for en stor andel av pasienter med MS (Frzovic et al., 2000, p. 220; Soyuer et al., 2006, p. 561; Van Emmerik et al., 2010, p. 608), og dette er ofte en av de første symptomene ved MS (Cameron & Lord, 2010, p. 407). Det har vært foreslått at den primære årsaken til den nedsatte balanse hos personer med MS kommer fra lesjoner i cerebellum. Men det pekes nå mot at årsakene ikke stammer fra lesjoner i cerebellum, men hovedsakelig stammer fra nedsatt somatosensorisk ledningshastighet og svekket informasjonsintegrering i CNS (Cameron et al., 2008, p. 119; Cameron & Lord, 2010, p. 407). I en studie utført av Cameron et al. (2008, p. 116) ble posturale responser hos pasienter med MS og hos friske individer registrert når studiedeltakerne ble utsatt for en balanseforstyrrelse. Det ble her vist at gruppen med MS hadde signifikant lengre latenstid for posturale responser sammenlignet med kontrollgruppen. I tillegg så man en mye større forskjell mellom latenstiden i høyre og venstre ben sammenliknet med kontrollgruppen, der det ikke var forskjell.

Nedsatt balanse som følge av en nevrologisk skade kan ha stor innvirkning på en pasients evne til å mestre grunnleggende motoriske oppgaver, og dette er noe som kan påvirke selvstendigheten til pasienten (Carr & Shepherd, 2011, p. 163). Som eneste kilden med direkte kontakt med understøttelsesflaten i oppreist stilling vil foten i stor grad bidra til

oppretholdelse av balanse. Det er derfor sannsynlig at nedsatt funksjon i foten form av holdningsavvik, nedsatt bevegelighet og muskelstyrke og endret sensibilitet vil predisponere for nedsatt balanse og stabilitet (Menz, Morris, & Lord, 2005, p. 1546).

2.4.2 Balanse: Fotens rolle

Foten anses som en viktig kilde for stimuli, som bidrar til å kontrollere og justere muskelaktivering og muskelkraft i underekstremiteten, spesielt i oppreist stilling (Raine et al., 2009, p. 123). Hud- og mekanoreseptorer i fot og fotsåle har vist seg å spille en betydningsfull rolle regulering av balanse når føttene danner understøttelsesflaten (Carr & Shepherd, 2011, p. 165; Shumway-Cook & Wollacott, 2012, p. 182). Det stilles også store krav til både mobilitet og stabilitet i foten for at den skal tilpasse seg underlaget og være en stabil understøttelsesflate (Gjelsvik, 2008, p. 74; Raine et al., 2009, p. 123). Menz et al. (2005, p. 1549) påpeker i sin studie at biomekaniske forhold, taktil sensibilitet og muskelstyrke i fot og ankel bidrar i stor grad til balanse og funksjonsevne hos eldre individer.

Det er en betydelig mengde teoretisk og eksperimentell evidens som peker mot at afferent informasjon fra foten og fotsålen er vesentlig for evnen til å kunne stå oppreist (Meyer, Oddsson, & De Luca, 2004, p. 511). Ved å redusere somatosensorisk stimuli fra reseptorer i fotsålen kan det oppstå en forverring av evnen til å opprettholde balansen (McKeon & Hertel, 2007, p. 171). I en studie gjennomført av Stal et al. (2003, p. 51) der friske individer ble påført hypotermisk anestesi av føttene (stående i kaldt vann opp til anklene) observerte man en nedsatt evne til å opprettholde postural kontroll, samt motstå balanseforstyrrelser. Etter bedøving av hudreseptorer i fotsålen så Kavoundias et al. (1998, p. 3247) at deltakerne i studien endret strategi fra ankel- til hoftestrategi når de skulle opprettholde balansen på ett ben. I en liknende studie ble det registrert at dersom fotsålen var bedøvd økte hastigheten og omfanget av postural svai hos studiedeltakerne (Meyer et al., 2004, p. 511).

Det er også en sterk sammenheng mellom afferent sensorisk informasjon fra foten og evnen til å regulere et funksjonelt gangmønster (Kelleher, Spence, Solomonidis, & Apatsidis, 2009, p. 1627). Resultatene fra studien til Nurse og Nigg (2001, p. 726) viste at svekket sensorisk informasjon fra reseptorer i foten påvirket evnen til å opprettholde en normal gangfunksjon. I en lignende studie viste Eils et al. (2004, p. 57) at ved å eksperimentelt svekke fotsålens sensoriske reseptorer ble studiedeltakernes fotavvikling redusert og det ble observert en endret

gangstrategi. Citaker et al. (2011, p. 277) undersøkte i sin studie sammenhengen mellom sensibilitet i fot og stående balanse hos pasienter med MS. Her konkluderte artikkelforfatterne med at sensibiliteten i fot hadde stor innvirkning på evnen til å opprettholde balanse hos pasienter med MS. Nedsatt somatosensorisk funksjon framtrer hos svært mange pasienter med MS og dette kan gi utslag i form av sensibilitetsendringer og svekket proprioepsjon (Carr & Shepherd, 2011, p. 339).

2.5 Gangfunksjon hos pasienter med MS

Gange er en særdeles komplisert funksjon som involverer koordinert kontroll av kroppens mange ledd og muskler for å kunne funksjonelt navigere seg i omgivelsene (Shumway-Cook & Wollacott, 2012, p. 315). For å kunne oppnå en funksjonell, selvstendig gangfunksjon framstår evnen til å opprettholde balanse som en helt kritisk (Shumway-Cook & Wollacott, 2012, p. 449). Nedsatt gangfunksjon er en av de mest hyppige konsekvensene ved MS, og dette anses av majoriteten av pasientene som en av de mest krevende og livsendrende aspektene ved sykdommen (Hemmett et al., 2004, p. 674; Larocca, 2011, p. 200; Zwibel, 2009, p. 1046). Det er godt dokumentert at pasienter med MS vanligvis har en redusert ganghastighet med kortere steglengde, forøket dobbel standfase og bredere stegbredde sammenlignet med funksjonsfriske individer (Benedetti et al., 1999, p. 365; Gehlsen et al., 1986, p. 537; Givon, Zeilig, & Achiron, 2009, p. 140; Orsnes, Sorensen, Larsen, & Ravnborg, 2000, p. 246; Socie, Motl, Pula, Sandroff, & Sosnoff, 2013, p. 51). Det tenkes at svekkelser i gangfunksjonen kan være en kompensasjon for nedsatt balanse og postural kontroll (Kelleher, Spence, Solomonidis, & Apatsidis, 2010, p. 1242). Slike svekkelser i gangfunksjonen har blitt direkte assosiert med funksjonsnivå hos pasienter med MS og en markør for sykdomsprogresjonen (Givon et al., 2009, p. 141).

Selv om at ganghastighet alene ikke kan være den eneste prediktoren for funksjonsevne, kan ganghastighet bidra til å vurdere funksjonsevne (Fritz & Lusardi, 2009). Gangfunksjon er en kompleks funksjonell aktivitet med flere påvirkende faktorer, og derfor er det flere variabler som bidrar til eller påvirker ganghastighet (Fritz & Lusardi, 2009, p. 2). Blant disse variablene finner man motorisk kontroll (Gerin-Lajoie, Richards, & McFadyen, 2006, p. 368), muskulær styrke (Buchner, Larson, Wagner, Koepsell, & de Lateur, 1996, p. 389; Ostchega, Dillon, Lindle, Carroll, & Hurley, 2004, p. 981), sensorisk funksjon (Wuehr et al., 2014, p. 852) og kognitiv status (Persad, Jones, Ashton-Miller, Alexander, & Giordani, 2008, p. 1353).

I en studie utført av Kelleher et al. (2010, p. 1245) ble biomekaniske karakteristikk ved gangmønster sammenlignet mellom en kontrollgruppe og to grupper bestående av pasienter med MS. Her ble det observert signifikant nedsatt ganghastighet og steglengde hos pasientene med MS. Det er sannsynlig at pasienter med MS bevisst reduserer ganghastigheten som følge av nedsatt stabilitet og en frykt for å falle (Kelleher et al., 2010, p. 1246). Med bakgrunn i at test av ganghastighet er en standardisert test som kan gjennomføres raskt og effektivt påpeker Fritz og Lusardi (2009, p. 2) at den bør inkorporeres i undersøkelsesprosessen hos fysioterapeuter.

2.6 MS og fysioterapi

En fysioterapeut som jobber med pasienter med MS vil ta sikte på optimalisering av ytelse i dagligdagse aktiviteter og ferdigheter, forbedring av funksjonsevne og reduksjon av ytterligere funksjonssvikt (Carr & Shepherd, 2011, p. 342). Innenfor nevrologisk fysioterapi baserer fysioterapeuten sin behandlingstilnærming på en grundig vurdering av pasientens tilstand og potensial for bedring (Gjelsvik, 2008, p. 68; Raine et al., 2009, p. 15). Men som følge av at ulike pasienter kan respondere ulikt på en behandling, må fysioterapeuten også tilpasse seg pasientens stadige endringer underveis (Raine et al., 2009, p. 12). Dette medfører at behandlingen individualiseres til den enkelte pasient og dens utfordringer, ikke bare før behandlingen begynner, men også underveis. Det er også viktig at fysioterapi-intervensjonen rettet mot personer med MS og nedsatt balanse har en overføringsverdi til utfordringene som pasientene møter i hverdagen (Carr & Shepherd, 2011, p. 342).

Grunnlaget for læring og hukommelse dannes av nevronal plastisitet (Dietrichs, 2007, p. 1228). Det er god grunn til å tro at restitusjon etter en skade/lesjon i CNS følger de samme prinsipper som gjelder for læring i et intakt CNS. Det betyr at motivasjon, hvor meningsfull oppgaven er og overføringsverdi til hverdagslige aktiviteter spiller en vesentlig rolle for utvikling av en effektiv restitusjonsprosess (Brodal, 2009, p. 172). En helhetlig tilnærming til utfordringene som lesjoner i CNS representerer er derfor et vesentlig aspekt av rehabiliteringen.

2.6.1 Individualisert fysioterapi

Målet med undersøkelse og behandling av pasienter med nevrologiske lidelser er å definere hva som er pasientens potensial og hvordan vedkommende kan oppnå optimal funksjon innenfor de forutsetningene som er (Gjelsvik, 2008, p. 147). Rollen til en fysioterapeut blir derfor å vurdere *hva slags* aktiviteter pasienten greier å utføre, *hvordan* pasienten løser sine bevegelsesoppgaver og *hvorfor* pasienten beveger seg slik (Gjelsvik, 2008, p. 147). Pasienter med MS har ofte ulike problemstillinger, forutsetninger og mål. Dette kan tyde på at det er vanskelig å standardisere et behandlingsregime for denne pasientgruppen. Det kan derfor være vesentlig at fysioterapeuten tilrettelegger behandlingen ut fra pasientens individuelle utgangspunkt. I denne studien har den behandlende fysioterapeuten utført en grundig undersøkelse av begge pasientene i forkant av intervensjonen. Fysioterapeuten har deretter tilpasset et individualisert behandlingsopplegg ut fra pasientens utgangspunkt og i tråd med studiens problemstilling.

3. Metode

I dette kapittelet skal jeg først beskrive hvilket vitenskapsteoretisk ståsted metoden for studien har utspring fra, deretter beskriver jeg hvilket design som har vært benyttet og hvilke måleinstrumenter som er benyttet i datainnsamlingen. Videre tar jeg for meg hvordan pasientene ble rekruttert til studien og hvilke pasienter som ble valgt ut. Til slutt beskriver jeg hvilken intervensjon som ble benyttet i studien og hvordan denne ble individuelt tilpasset til pasientene.

3.1 Vitenskapsteoretisk ståsted

Det vitenskapsteoretiske ståstedet for denne studien er en naturvitenskapelig, kvantitativ metode. I den kvantitative metodologien er man interessert i å innhente datamateriale i form av målbare verdier. For denne studien innebærer dette å finne frem til relevante måter å måle pasientens balanse og gangfunksjon. Innenfor kvantitativ forskning har datasamlingen mål om å skaffe presise, valide og meningsfulle data (Polit & Beck, 2012, p. 293). Innenfor kvantitativ metode forsøker forskeren å innta en så objektiv rolle i tolkningen av datamaterialet. Det er viktig å påpeke at en kan ikke innta en fullstendig objektiv rolle i vurderingen av datamaterialet. Gadamer (2010, p. 305) trekker fram at ens egne foroppfatninger (som danner grunnlag til forståelse) påvirker hvordan man oppfatter fenomener. Fortolkerens forståelse vil alltid ta utgangspunkt i hans individuelle og historiske ståsted (Lægreid & Skorgen, 2006, p. 223). Mine erfaringer, opplevelser og min kunnskap som fysioterapeut kan derfor prege hvordan for eksempel analyserer datamaterialet. Fortolkeren kan ikke tre ut av forståelsens standpunkt og analysere gjenstanden objektivt og uavhengig (Lægreid & Skorgen, 2006, p. 223).

3.2 Design

Denne studien har benyttet Singel Subject Experimental Design (SSED). Designet har som formål å observere eller teste en eller et lavt antall deltakere før, under og etter en intervensjon for å skape et inntrykk av intervensjonens effekt på deltakerne (Harbst, Ottenbacher, & Harris, 1991, p. 107; K. J. Ottenbacher & Zhan, 2001, p. 1; Polit & Beck, 2008, p. 269). SSED benytter avhengige og uavhengige variabler. Det er vanligvis en eller flere avhengige variabler; disse defineres og måles, for eksempel balanse hos pasienter med MS. Den

uavhengige variabelen er ofte intervensjonen som innføres, for eksempel individualisert fysioterapi (Horner et al., 2005, p. 167).

Hver studiedeltaker fungerer som sin egen kontroll (Horner et al., 2005, p. 166), og ved starten av studiet utføres en rekke målinger i baselinefasen (A) for å danne et inntrykk av studiedeltakerens tilstand. Deretter tilføres intervensjonen (B) og studiedeltakeren utsettes for en behandling samtidig som det gjennomføres jevnlige målinger med de samme utfallsvariabler som ble brukt i baselinefasen (A). Etter endt behandling kan det gjennomføres en ny periode med målinger (A), slik at designet får en A-B-A struktur (Janosky, 2005, p. 549; K. J. Ottenbacher & Zhan, 2001, p. 2).

Denne studien har benyttet et ABAA-design, der A representerer faser uten behandling, mens fase B representerer fasen der behandlingen utøves. Det ble gjennomført målinger i alle fasene med til sammen 18 målinger gjennom hele studien. Under intervensjonsfasen fikk hver pasient 18 behandlinger, i tillegg til 6 målinger. Konklusjonene av resultatene beregnes ut fra datamaterialet som ble registrert gjennom de ulike fasene (Campbell, 1992, p. 337). Studien er godkjent av Regional Etisk Komite (REK), se vedlegg.

Tabell med oversikt over studiens faser:

Fase	Periode	Uke	Antall målinger
A1	Baseline	1-2	4
B1	Intervensjon	3-8	6
A2	Oppfølgingsfase 1	9-10	4
A3	Oppfølgingsfase 2	15-16	4

Majoriteten av internasjonale publiserte studier er basert på tradisjonelle design der sammenligning mellom grupper med et stort antall deltakere preger forskningsmetodologien (K. J. Ottenbacher & Zhan, 2001, p. 1). I motsetning til slike eksperimentelle gruppedesign, vil formålet i en SSED være å dokumentere studiedeltakerens egen utvikling framfor å sammenligne med andre (J. D. Smith, 2012, p. 2). Ottenbacher og Zhan (2001, p. 2) og Mant (1999, p. 745) påpeker at selv om forskning som sammenligner grupper er svært nyttig innenfor rehabilitering, kan en terapeutisk beslutning basert på resultater fra grupper av

deltakere ikke nødvendigvis være fornuftig når den anvendes på en spesifikk pasient. Videre framheves SSED som ideelle studiedesign for å vurdere levedyktigheten av intervensjoner før eventuelle forsøk på å implementere intervensjonene i større studieskalaer, som ved en RCT (Byiers, Reichle, & Symons, 2012, p. 2). Og i likhet med randomiserte kontrollerte gruppedesign kan SSED brukes i prosessen med å etablere evidensbasert praksis (Horner et al., 2005, p. 166).

3.3 Måleinstrumenter

For å kunne undersøke problemstillingen ble det valgt ut tester som måler ulike funksjoner av balanse og gange. Testene som ble benyttet er: Timed Up and Go Test, Mini-BESTest, Timed 10-Meter Walk Test og Functional Reach Test. Alle målingene ble utført av prosjektleder (meg) på samme fysikalske institutt som behandlingene ble gjennomført. For studiedeltakerne ble målingene under intervensjonsfasen gjennomført før siste behandling hver uke. Samtlige tester ble gjennomført ved hver måling igjennom alle fasene. Det var kun prosjektleder og deltaker til stede under målingene.

3.3.1 Definisjon av begreper: Reliabilitet og validitet

Reliabilitet dreier om datamaterialets pålitelighet, det omhandler hvor konsistent, presis og stabil en måling er (Cozby, 2001, p. 77). Betydningen av reliabilitet er stor. Dersom man forsøker å studere atferden til et individ gjennom å bruke upålitelige måleinstrument vil resultatene framtre ustabile og lite pålitelige. For å undersøke reliabiliteten til en måling må man innhente datamateriale fra flere målinger; Dersom målingene er reliable vil datamaterialet fra målingene gi samme eller tilnærmet like resultat (Cozby, 2001, p. 79).

Validitet dreier seg om i hvilken grad det man måler blir målt nøyaktig (Cozby, 2001, p. 80). Validiteten til en test bedømmes ut fra om testen faktisk måler det den skal måle (Cozby, 2001). Heale og Twycross (2015, p. 1) belyser begrepet godt; en test som er designet for å måle depresjon hos pasienter, men som egentlig måler angst blir ikke ansett som valid.

3.3.2 Timed Up and Go Test

Timed up and go test (TUG) er et måleverktøy for vurdering av dynamisk balanse (D. Cattaneo, Regola, & Meotti, 2006, p. 790) og forsøker å kartlegge deler av grunnleggende forflytningsevne (Nilsagard, Lundholm, Gunnarsson, & Denison, 2007, p. 107). Testen gjennomføres ved at pasienten reiser seg opp fra en stol, går tre meter, snur seg og går tilbake til stolen for å sette seg. Pasienten blir tatt tiden av fra vedkommende løfter bekket fra stolen og til vedkommende setter seg ned igjen (Podsiadlo & Richardson, 1991, p. 143; Schoppen et al., 1999, p. 826). Til tross for at TUG utforsker en tilsynelatende enkel motorisk oppgave, utforsker testen flere komponenter av balanse og forflytningsevne (Herman, Giladi, & Hausdorff, 2011, pp. 207-208). I denne studien ble det benyttet stoppeklokke for å ta tiden på pasienten og pasienten gjennomførte to forsøk der gjennomsnittet av disse forsøkene stod som resultatet. Begge pasientene gjennomførte testen barbert samtlige ganger for å få så lik gjennomføring som mulig fra gang til gang.

TUG er et reliabelt måleverktøy for vurdering av bevegelsesevne og balanse hos MS-pasienter med nedsatt funksjonsevne (Learmonth, Paul, McFadyen, Mattison, & Miller, 2012, p. 74). Nilsagard et al. (2007, p. 112) utførte en studie der målet var å undersøke reproduserbarhet og sensitivitet til blant annet TUG og her ble TUG framhevet fram som et svært reproduserbart måleverktøy hos pasienter med MS. I tillegg trekker artikkelforfatterne fram at det var en sterk korrelasjon mellom resultatene fra TUG og 10MWT hos pasienter med MS (EDSS score med 4 eller mindre) (Nilsagard et al., 2007, p. 111). Videre påpeker de samme artikkelforfatterne at 23-24 prosent forbedring eller 31 prosent forverring i TUG etablerer en reel endring for pasienten (2007, p. 112). Gjennom en studie utført av D. Cattaneo et al. (2006, p. 794) viste TUG akseptabel validitet for vurdering av balanse og bevegelsesevne hos pasienter med MS. Gjennomføringstider på over 13,5 - 14 sekunder relateres til økt fallfare hos eldre individer (Shumway-Cook, Brauer, & Woollacott, 2000, p. 901).

I denne studien ble testen gjennomført ved at pasienten reiste seg opp fra en stol (41 cm) og gikk 3 meter fram til en markert rød linje, etter at pasienten hadde passert linjen snudde vedkommende seg og gikk tilbake til stolen for å sette seg. Tiden ble tatt fra ryggen til pasienten hadde forlatt stolryggen og fram til pasienten satt seg ned i stolen igjen. Det ble gjennomført to forsøk hver gang og gjennomsnittet av disse ble stående som sluttresultat (se

vedlegg «Testprotokoll TUG». Gjennomføringen av denne testen foregikk uten problemer både i forhold til pasientenes og testerens oppgaver.

3.3.3 Mini-Bestest

Mini-BESTtest (MBT) er en test bestående av 14 deltester som måler balanse. Testen er en videreutvikling av «Balance Evaluation Systems Test» der man har fjernet lite sensitive og overflødige deltester for å skape en forbedret test med kortere tidskrav til gjennomføring (Franchignoni, Horak, Godi, Nardone, & Giordano, 2010, p. 2). Deltakerne scores mellom 0-28 poeng, der hver test gir enten 0, 1 eller 2 poeng. Testen dekker oppgaver innenfor fire kategorier; antisipatorisk stillingsendring, reaktiv postural kontroll, sensorisk orientering og dynamisk gange (Godi et al., 2013, p. 159). Disse kategoriene omfatter vesentlig aspekter ved dynamisk kontroll av balanse, slik som evnen til å reagere på posturale forstyrrelser, stå på ujevnt eller skrått underlag og gangfunksjon kombinert med kognitive oppgaver (Franchignoni et al., 2010, p. 2). Disse delene er kjent for å være viktige når man kartlegger balanseforstyrrelser hos ulike typer pasienter og reflekterer balanseutfordringer som man møter i hverdagslige aktiviteter (F. B. Horak, 2006, p. 9; F. B. Horak et al., 2009, pp. 485-486; Shumway-Cook & Wollacott, 2012).

MBT er et nyttig og brukervennlig måleinstrument for å undersøke balanse (King, Priest, Salarian, Pierce, & Horak, 2012, p. 7). I en studie utført av Godi et al. (2013, p. 166) ble det anslått høy reliabilitet og validitet ved MBT for vurdering av balanse, samt sensitivitet for endringer i balansefunksjon over tid hos pasienter med kroniske balanseforstyrrelser. Padgett, Jacobs og Kasser (2012, p. 1205) viser også til høy validitet og reliabilitet av MBT for vurdering av balanse hos pasienter med MS. Franchignoni et al. (2010, p. 7) angir at MBT har høy validitet siden flesteparten av deltestene er hentet fra anerkjente testbatterier som Bergs balanseskala, Performance-Oriented Mobility Assessment, modified Clinical Test of Sensory Integration of Balance og Dynamic Gait Index. Videre påpeker Franchignoni et al. (2010, p. 7) at de deltestene i MBT som ikke er hentet fra andre testbatterier kommer enten fra enkeltstående standardiserte tester, slik som TUG og TUG dual task (Podsiadlo & Richardson, 1991; Shumway-Cook et al., 2000, p. 899) eller fra tester som er adaptert fra laborietester (Henry, Fung, & Horak, 1998; Kluzik, Horak, & Peterka, 2005; Nardone & Schieppati, 1988).

I denne studien ble MBT gjennomført i henhold til testprosedyren og scoringen av hver enkelt deltest ble gjort underveis da testen foregikk (se vedlegg «testprotokoll Mini-BESTest»). De fleste deltestene i MBT ble utført uten vanskeligheter, men hos begge pasientene var det vanskeligheter med å gjennomføre deltest 4,5 og 6 fra kategori «Reaktiv postural kontroll» (se vedlegg «Mini-BESTest»). utfordringene kretset i hovedsak omkring hvor langt pasientene var trygge på å lene seg i de ulike retningene før testerene skulle slippe grepet, og om de greide å opprettholde en avstivet kropp. Dette var mest framtrødende i deltest 5 og deltest 6 når pasienten skulle henholdsvis lene seg bak mot hendene til testerene eller mot siden (mest uttalt mot siden hvor pasienten var mest utrygg). Det var derfor også vanskelig for testerene å regulere hvor mye mottrykk som ble tilført pasientene ved hver måling. I deltest 4, hvor pasienten skulle lene seg fram, var dette noe framtrødende ved de to første baselinemålingene hos begge pasientene, men ble etter disse målingene betydelig mindre problematisk å gjennomføre.

I instruksjonsteksten for deltest 4, 5 og 6 står det at pasienten «bruker mer enn ett skritt for å gjenvinne balansen» ved scoring av 1 poeng. Ved scoring av 0 poeng står det at pasienten «tar ingen skritt eller ville falt hvis ikke tatt imot eller faller umiddelbart». For at testerene skal kunne tilrettelegge en trygg ramme for disse deltestene kreves det både at vedkommende er såpass tett på pasienten at man kan gi støtte dersom pasienten faller, samtidig skal testerene tillate at pasienten tar flere skritt for å gjenoppnå balansen. Da dette er en vurdering som skal tas i løpet svært kort tid opplevdes det, i denne studien, som en problematisk vurdering for testerene å ta under gjennomføringen av testen.

3.3.4 Timed 10-meter walk test

Timed 10-meter walk test (10MWT) måler ganghastighet ved å måle både foretrukket hastighet og maksimal hastighet. Testen gjennomføres ved at pasienten går 10 meter rett fram, enten ved normal hastighet eller så rask hastighet som mulig. Det kan brukes enten statisk eller dynamisk start (Kieseier & Pozzilli, 2012, p. 916). I denne studien ble testen utført med dynamisk start og repetert tre ganger med foretrukket hastighet og tre ganger med så maksimal hastighet (30 sekunder pause mellom hver runde). Gjennomsnittet av forsøkene ble stående som resultatet. Ved å gjennomføre testen tre ganger og trekke gjennomsnittet ut fra dette vil datamaterialet gi et mer treffsikkert estimat for ganghastigheten sammenlignet med hva kun ett forsøk vil gjøre (Fritz & Lusardi, 2009, p. 3). For å tillate akselerasjon og

eventuell deselerasjon over 10 meters-avstanden ble tiden av de seks midterste meterne registrert (se vedlegg «Testprosedyre 10MWT»).

10MWT viser høy validitet og reliabilitet i forhold til å vurdere bevegelsesevne hos pasienter med neurologiske lidelser (Rossier & Wade, 2001, p. 13), og korte gangtester (10MWT, T25FWT, 30MWT) ser ut til å være gode måleverktøy for å vurdere aspekter ved gangfunksjonen hos pasienter med MS (Gijbels et al., 2012, p. 970). 10MWT viser også høy reproduserbarhet ved testing av pasienter med MS (Nilsagard et al., 2007, p. 110).

Den normale ganghastigheten for funksjonsfriske menn og kvinner er heholdsvis ca. 1,4 m/s og 1,2 m/s (Fritz & Lusardi, 2009, p. 3; Robinett & Vondran, 1988, p. 1371). For funksjonsfriske menn i 60 årene (aldergruppen til pasient A) er referanseverdiene for foretrukket ganghastighet 1,35 m/s og maksimal ganghastighet 1,93 m/s, mens for kvinner i 40 årene (pasient B) er det henholdsvis 1,39 m/s og 2,13 m/s (Bohannon, 1997, p. 17). I en stor prospektiv kohortstudie der ganghastigheten til funksjonsfriske eldre individer (gjennomsnittsalder 74,2) konkluderte Cesari et al. (2005, p. 1678) med at en foretrukket ganghastighet lavere enn 1 m/s er medfører høy risiko for utvikling av negative helsemessige konsekvenser. Tolkning av resultatene fra testing av ganghastighet må inkludere en forståelse av hvor stor endring som må til for å kunne trekke en konklusjon ut fra det og hvor stor del av endringene som kan skyldes feil i målingene (Hollman et al., 2008, p. 53). I en studie der eldre individer med forskjellige diagnoser ble testet blant annet i forhold til ganghastighet ble det konkludert fra artikkelforfatterne med at en endring på 0,05 m/s kreves for en liten, men meningsfull endring i ganghastighet (Perera, Mody, Woodman, & Studenski, 2006, p. 743).

I denne studien ble testen gjennomført ved å måle tre forsøk med selvvalgt hastighet og tre forsøk med så rask hastighet som mulig. Deretter ble gjennomsnittet av disse stående som sluttresultatene. Tiden ble registrert med stoppeklokke. På grunn av plassmangel i denne studien ble testen gjennomført ved at pasienten skulle gå 10 meter, men kun de 6 midterste meterne ble målt for å tillate akselerasjon og deselerasjon (se vedlegg «Testprotokoll 10MWT»). Pasientene fikk 30 sekunder pause mellom hvert forsøk.

Gjennomføringen av testen i denne studien foregikk uten problemer for begge pasientene, med unntak av siste måling i intervensjonsfasen for pasient A. Under denne målingen var det tre pasienter i samme rom som trente og snakket med hverandre, og det ble observert fra

testeren at pasient A gikk noe mer vinglete fra side til side enn det som han gjorde i samtlige andre målinger. Det kan tenkes at han ble noe påvirket av støyet fra omgivelsene ved denne målingen.

3.3.5 Functional Reach Test

Functional reach test (FRT) måler den maksimale avstanden et individ kan strekke seg forbi armens lengde samtidig som det opprettholdes en fiksert understøttelsesflate i oppreist stilling (Duncan, Weiner, Chandler, & Studenski, 1990, p. 193). FRT ble skapt for å undersøke funksjonell balanse hos eldre individer (Duncan et al., 1990, p. 192; Weiner, Duncan, Chandler, & Studenski, 1992). Testen har etter hvert blitt brukt hyppig for vurdering av balanse hos personer med hjerneslag, Parkinson sykdom og MS (Tyson & Connell, 2009, p. 827). Ulike studier har beskrevet bruken av testen blant annet som en prediktor for fallrisiko (Duncan, Studenski, Chandler, & Prescott, 1992, p. 97; Scott, Votova, Scanlan, & Close, 2007, p. 136) og som et verktøy for å vurdere endringer av balanse under ulike behandlingstilnærminger og treningsprogram (Rogers, Fernandez, & Bohlken, 2001, pp. 294-295).

Weiner et. al (1993, p. 799) angir at FRT viser høy sensitivitet til endringer hos pasienter som gjennomgår rehabilitering og Duncan et al. (1992, p. 97) framhever testen som valid, samt sensitiv til klinisk signifikante endringer. FRT er et reliabelt måleinstrument (Duncan et al., 1990, p. 196) med høy intra-rater reliabilitet (Rockwood, Awalt, Carver, & MacKnight, 2000, p. 72) og inter-rater reliabilitet (Martins, de Menezes, de Sousa, de Araujo Barbosa, & Costa, 2012, p. 168). Testen anses som et godt verktøy for å kunne vurdere ulike aspekter ved balanse (Tyson & Connell, 2009, p. 837).

I denne studien ble FRT gjennomført ved at pasienten stod i oppreist parallelt med en vegg og strakk armen så langt fram som mulig. Utgangsposisjonen bestod i at pasienten skulle stå med skulderbredde avstand på beina og flektet skulderen nærmest veggen til 90 grader og holde knyttneven lukket. Startpunktet ble registrert ved å markere punktet for enden av tredje metacarpal på veggen. Pasienten fikk så beskjed om å strekke seg så langt fram som mulig uten å miste balansen eller løfte hælene fra gulve, og sluttpunktet ble registrert før pasienten rettet seg opp igjen til utgangsposisjonen. Det ble ikke gjort forsøk på å kontrollere eller korrigere pasientens strategi for å strekke armen fram. Pasienten gjennomførte tre forsøk og

gjennomsnittet av de to siste forsøkene ble stående som resultatet (se vedlegg «Testprotokoll FRT»).

I denne studien skapte gjennomføringen av FRT utfordringer som kunne innvirke på resultatene. Begge pasientene hadde vanskeligheter med å opprettholde en stabil oppreist stilling uten postural svai når de skulle innta startposisjonen med elevert skulder og strak arm. Dette medførte at registreringen av startpunktet kunne variere noe fra forsøk til forsøk, noe som igjen kunne gi ringvirkninger utover resultatet. Ved registrering av sluttposisjonen (den maksimale avstanden) viste det seg til tider også problematisk for studiedeltakerne å holde armen og kroppen stabil lenge nok til at måleren fikk registrert resultatet presist. I tillegg medførte dette at testeren måtte være ekstra oppmerksom på å ivareta pasientens sikkerhet.

3.4 Utvalg og rekrutteringsprosess

I denne studien var det ønskelig med to studiedeltakere som hadde MS og som innfridde kriteriene for deltakelse. På grunn av studiens lokalisasjon (Sandefjord) var det gunstig at deltakerne var fra Vestfold fylke. I rekrutteringsprosessen kartla jeg først de ulike MS-foreningene i Vestfold fylke, samt kontaktet Sykehuset i Vestfold. Sandefjord MS-forening viste interesse for prosjektet og foreningen ble kontaktet med forespørsel om å legge ut prosjektinformasjon og skjema for samtykkeerklæring på sine nettsider. I samtykkeerklæringen ble det informert om at det var frivillig å delta og at deltakerne kunne trekke seg fra studien når som helst uten å måtte oppgi grunn, og at dette ikke ville medføre konsekvenser. Studiedeltakerne ble også informert om at datamaterialet eventuelt ville kunne bli publisert, og all datamateriale til forskningsprosjektet er anonymisert og ville være forsvarlig oppbevart fram til høsten 2018.

Syv personer ønsket å delta på studien, av disse oppnådde fem kriteriene for deltakelse. For å finne ut hvem som oppnådde kriteriene og hvem som ikke gjorde det ble alle syv personene kontaktet via telefon og e-post. Det ble deretter gjennomført loddtrekning og to deltakere ble trukket ut til å delta i studien. De resterende tre personene som oppfylte kriteriene for deltakelse ble forespurt om å stå på en venteliste for deltakelse i studien dersom det ble frafall av en eller begge studiedeltakerne underveis i studien. Alle tre takket ja til dette. Disse personene fikk ikke tilbud om behandling hos fysioterapeut etter endt studie som kompensasjon for å ha stått på ventelisten. Dette var på grunn av at det er svært lange

ventelister til nevrologisk fysioterapi i kommunen hvor forskningsprosjektet tok sted, og det ble bestemt at pasientenes velvillighet til å delta på studien ikke var tilstrekkelig grunn til kunne slippe fram i ventelistekøen for fysioterapi i kommunen.

Begge studiedeltakerne som var plukket ut til å delta ble grundig informert om hva studien omhandlet og hva som skulle foregå. Det ble her understreket at samtykket til deltakelse i studien var frivillig og at de kunne trekke seg når som helst i studien uten å måtte oppgi grunn for dette. Ved bruk av personopplysninger i medisinsk og helsefaglig forskning skal det ordnes et samtykke fra personen opplysningene gjelder, dette skal være et frivillig, uttrykkelig og informert samtykke (Laake, Hjartåker, Thelle, & Veierød, 2013, p. 175). Studiedeltakerne skal på en konkret og forståelig måte få detaljert informasjon om hva han/hun samtykker til (Laake et al., 2013, p. 175).

Inklusjonskriterier:

- MS i stabil fase
- Balansevansker relatert til MS.
- Kunne gå 10 meter uten hjelpemidler
- Kunne reise/sette seg på stol uten hjelpemidler

Eksklusjonskriterier:

- Skal ikke delta i noen annen fysioterapibehandling underveis i studien
- Deltakelse i rehabiliteringsopplegg de siste 2 måneder før oppstart av studie (Baseline A1).
- Andre kroniske sykdommer som kan påvirke studiens resultat
- Annen sykdom som kontraindiserer intervensjonen

3.5 Presentasjon av pasientene

All informasjon om pasientene er innhentet fra samtale med intervensjonens fysioterapeut, samt innsyn i journalene som vedkommende har skrevet. Det er kun informasjon som er relatert til studien som er innhentet. Denne informasjonsutvekslingen har pasientene muntlig godkjent før studiens oppstart. Videre i denne oppgaven vil pasientene bli referert til som pasient A og pasient B.

Pasient A er en 60 år gammel mann som ble diagnostisert med primær progressiv MS i 2001. Han har hatt økende balansevansker siden han fikk diagnosen, og dette har vært mest framtrepende ved belastning av venstre ben i oppreist stilling. Balansevanskene har vært spesielt økende de siste 3-4 årene. Pasienten bor i leilighet på bakkeplan sammen med kone og er selvstendig i ADL. Han har hatt flere fall det siste året og han har blitt betydelig mer avhengig av å bruke blikket for å opprettholde balansen. På grunn av balanseproblematikken måtte han slutte i jobben i 2011. Til daglig bruker han stokk i høyre hånd når han går ute, men når han går inne bruker han ikke hjelpemidler. Pasienten veksler mellom å bruke Dictusbånd og Walk-Aid på grunn av droppfot på venstre side. Han anser sitt hovedproblem som nedsatt balanse og muskelstyrke venstre hofte, kne og ankel (spesielt droppfot-problematikken). Hovedmålet til pasienten var å forbedre balansen.

I undersøkelsen utført av fysioterapeuten før igangsettelse av intervensjonen ble det observert flere utfordringer. Pasientens kroppsholdning i stående var preget av at han hadde bred understøttelsesflate med tyngdepunktet forskjøvet mot høyre side. Venstre flanke var sammensunken og bekkenet på høyre side var elevert. Ved tyngdeoverføring mot venstre side hyperekstenderte han venstre kne og måtte støtte seg med armene. Ved test av ettbensstående mestret pasienten å opprettholde balansen i 10 sekunder på høyre ben, mens han ikke greide å utføre øvelsen på venstre ben. Gangfunksjonen bar preg av sakte tempo med nedsatt tyngdeoverføring mot venstre ben. Pasienten fikserte trunkus og hadde nedsatt armsving bilateralt. Under svingfasen på venstre ben subbet pasienten i gulvet med foten og kompenserte med å elevere bekkenet på venstre side. Under standfasen på venstre side hyperekstenderte han kneet og sank noe sammen i venstre flanke.

Ved grov test av muskelkraft ble det avdekket særlig nedsatt kraft ved ekstensjon og abduksjon i hoften, fleksjon i kneet, samt dorsal- og plantarfleksjon i ankelen venstre side. Ved nevrologisk orienterende undersøkelse ble det ikke avdekket endret sensibilitet eller nedsatt leddsans bilateralt i underekstremitetene. Ved undersøkelse av fotens funksjon ble det avdekket redusert leddbevegelighet og forøket spenning i muskulatur i ankel og fot på venstre side, i tillegg til nedsatt aktive gripe- og strekkebevegelser i tærne.

Etter undersøkelse konkluderte fysioterapeuten at ned nedsatte muskelstyrken og stabiliteten i venstre hofte, kne og ankel var mest utslagsgivende i forhold til pasienten A sin funksjonsevne. I tillegg kunne de biomekaniske utfordringene i ankel og fot kombinert med

nedsatt evne til aktive bevegelser av tærne på medføre vanskeligheter med å opprettholde god alignment (leddstilling) i venstre ben. I tillegg kunne dette gjøre det vanskeligere for pasienten å rekruttere den nedsatte muskulaturen i funksjonelle, vektbærende stillinger.

Pasient B er en 46 år gammel kvinne som ble diagnostisert med primær progressiv MS i 1994. Hun er selvstendig i ADL, bor i hus med 2 etasjer sammen med familie og er i jobb. Siden hun ble diagnostisert har hun hatt økende balanse- og gangvansker i tillegg til reduksjon av muskelkraft i venstre underekstremitet. Når hun går bruker hun dropp-fot ortose (Toe-off) på høyre side og bruker periodevis staver (benyttes i størst grad ute og i ulendt terreng). Dersom hun skal gå avstander på over 150-200 meter bruker hun rullestol. Hun anser dropp-foten på høyre side som sitt hovedproblem, og hennes hovedmål er å forhindre ytterligere forverring av sin funksjon.

I undersøkelsen utført av fysioterapeuten før igangsettelse av intervensjonen ble det observert flere utfordringer. Pasientens holdning i stående var preget av at tyngdepunktet var forskjøvet mot venstre side, i tillegg til at hun stod med noe flekterte hofter og uttalt lumbal lordose. Hun stod også med høyre kne hyperekstendert og høyre bekken trukket posterior. Pasientens gange bar preg av en subbende gange med kompensatoriske bevegelser i trunkus og bekken. I svingfasen på høyre side hadde hun dropp-fot og hun eleverte høyre bekken for å klarere benet fra gulvet. Under standfasen varierte hun mellom å opprettholde en lett fleksjon eller hyperekstensjon i kneen som følge av vanskeligheter med å opprettholde nøytral stilling i kneet. Pasienten mestret ettbensstående i 13 sekunder på venstre ben, greide mellom 2-4 sekunder på høyre ben.

Ved undersøkelse av fotens funksjon ble det avdekket at høyre ankel hadde nedsatt dorsalfleksjon og det var nedsatt leddbevegelighet, samt forøket spenning og uttalte palpasjonssmerter i bløtdelsvevet omkring forfot og tær. Hun mestret så vidt aktiv dorsalfleksjon høyre ankel mot tyngdekraften i sittende stilling og hun hadde nedsatt evne til aktive gripe- og strekkebevegelser av tær på høyre side. Ved grov test av muskelkraft ble det avdekket særlig nedsatt kraft i fleksjon og abduksjon i hoften, samt dorsal og plantarfleksjon i ankelen venstre side. Ved nevrologisk orienterende undersøkelse ble det avdekket hypersensitivitet høyre fot (mest uttalt forfot).

Etter undersøkelsen konkluderte fysioterapeuten med at hypersensitiviteten i høyre fot kombinert med den nedsatte muskelstyrken og stabiliteten i høyre hofte og ankel var mest utslagsgivende i forhold til pasient B sin funksjonsevne.

3.6 Intervensjon

Intervensjonen ble gjennomført ved et Tverrfaglig fysikalsk institutt i Sandefjord og ble utført av en fysioterapi med spesialisering i nevrologi. Intervensjonens fysioterapeut har over 15 års erfaring fra behandling av pasienter med nevrologiske lidelser i offentlig og privat sektor. Intervensjonsfasen foregikk over en periode på seks uker med tre behandlinger per uke for hver pasient. Tiltakene i intervensjonsfasen ble utarbeidet fra funnene i undersøkelsen og i tråd studiens med problemstillingens. Fysioterapeuten og prosjektlederen hadde samtaler før igangsettelse av intervensjonsfasen om hva som var studiens problemstilling, hvilke komponenter som skulle være med i intervensjonen og hvordan intervensjonen skulle deles opp. Behandlingene varte i 60 minutter hver gang og ble grovt sett delt i to deler; Første del bestod av bløtvevs- og leddmobilisering, taktil stimulering, bevisstgjøring og aktiv bevegelse av ankel/fot og tær. Andre del bestod av individuelt tilpasset fysioterapi med fokus på funksjonelle øvelser i vektbærende stillinger. På grunn av ulike forutsetninger og målsetninger ble del 1 og del 2 vektlagt forskjellig hos pasient A og pasient B. Begge pasientene fikk utdelt hjemmeøvelser skriftlig med individuelt tilpassede øvelser fra fysioterapeuten som de skulle utføre utenom behandlingsdagene. Pasientene ble bedt om å gi skriftlig tilbakemelding på slutten av intervensjonsfasen der de beskrev hvilke øvelser de hadde gjort og hvor ofte de hadde utført disse øvelsene på egenhånd i løpet av intervensjonen.

3.6.1 Beskrivelse av del 1 av behandlingene i intervensjonen

I delen av behandlingen hadde fysioterapeuten som oppgave å optimalisere fotens funksjon og biomekaniske forutsetninger. Fysioterapeuten benyttet her bløtvevsbehandling, leddmobilisering, bevisstgjøring av aktive bevegelser av ankel, fot og tær, bevisstgjøring av sensorisk stimuli og fasilitering av aktive bevegelser. Pasientene skulle være aktive deltakere under denne delen. Tiltakene ble utført i ulike utgangsstillinger, men i størst grad i liggende og sittende. Fysioterapeuten benyttet i sine egne hender for å utføre behandlingen, men det ble også benyttet piggball, tynne stokker (f. eks penner og blyanter) og ulikt underlag. Det ble satt av mellom 15-30 minutter til denne delen i hver behandling hos pasientene.

3.6.2 Beskrivelse av del 2 av behandlingene i intervensjonen

I denne delen av behandlingen gikk fysioterapeuten over i å jobbe med pasienten i funksjonelle vekt bærende øvelser. Pasientene utførte her statiske og dynamiske øvelser i liggende, knestående, sittende og oppreiste stillinger der kvalitet i gjennomføringen av øvelsene var prekært. Fysioterapeuten lagde individualiserte øvelser til hver pasient basert på de ulike funksjonsutfordringene. Dette kunne for eksempel være å reise seg fra sittende til stående med mest tyngde på det svakeste benet eller å stå på et ben samtidig som vedkommende skulle rulle en ball fram og tilbake med det andre benet.

3.6.3 Behandling av pasient A

Med bakgrunn i fysioterapeutens vurdering av pasientens hovedproblem ble det lagt mest vekt på å forbedre muskelstyrke og stabilitet i hoft, kne og ankel på venstre side. For at pasienten skulle kunne oppnå kvalitet i funksjonelle vekt bærende utgangsstillinger startet fysioterapeuten behandlingene med å mobilisere ledd og bløtvev i ankel, fot og tær, samt fasilitere og bevisstgjøre aktive bevegelser i disse områdene. Denne delen (del 1) brukte fysioterapeuten omkring 15-20 minutter av hver behandling til hos denne pasienten. Underveis i intervensjonen ble det brukt gradvis mindre tid på del 1 siden fysioterapeuten vurderte den nedsatt muskelkraften og stabiliteten som mer vesentlig hos denne pasienten.

Resterende 30-40 minutter ble brukt til forbedring av muskelstyrke og stabilitet av venstre hoft, kne og ankel i funksjonelle stillinger og bevegelser. Funksjonelle bevegelser innebar for eksempel reise og sette seg, tyngdeoverføringer i ulike plan i oppreist stilling, oppsteg og nedsteg på kasse. I denne delen ble også vektlagt å redusere kompensatoriske bevegelser i øvelsene for å normalisere og effektivisere bevegelsesmønsteret (del 2). Øvelsene ble utført i liggende, knestående, sittende og stående stilling (med størst fokus på de to sistnevnte). Fysioterapeuten benyttet verbale og taktile (fasilitering) teknikker for å veilede pasienten gjennom øvelsene og etterstrebe kvalitet i gjennomføringen. Basert på pasientens forbedring underveis i intervensjonsfasen ble øvelsene kontinuerlig videreutviklet og ytterligere tilpasset til pasienten.

Pasienten fikk utdelt treningsprogram med hjemmeøvelser der han selv skulle velge hvilke av disse øvelsene han skulle gjennomføre, og han skulle føre opp en treningsdagbok med informasjon om hvilke øvelser han utførte og hvor mange ganger han gjorde det. Treningsprogrammet inneholdte øvelser for aktive bevegelser av fot/tær samt styrke- og stabilitetsøvelser for mage/rygg, hofte, kne og ankel. Øvelsene ble i stor grad utformet av hvilke individualiserte øvelser pasienten arbeidet med i del to av behandlingen med fysioterapeuten. Pasienten beskrev selv at han hadde vanskeligheter med å motivere seg til å gjennomføre øvelsene på egenhånd, spesielt øvelsene hvor fokuset var aktive bevegelser av fot og tær. Han nevner at det derfor ble store variasjoner i hvor ofte han gjennomførte egentreningen, samt hvor god kvalitet det var i treningen. Fysioterapeuten opplevde hos pasient A at effektene av intervensjonen var at pasienten fikk bedre sensorisk og nevro-muskulær kontakt med føttene sine. Fysioterapeuten nevner at han også fikk en økt bevissthet omkring hvordan han bruker kompensatoriske strategier i sitt bevegelsesmønster og hvordan han kan motvirke dette gjennom å utføre bevegelser med høyere kvalitet.

3.6.4. Behandling av pasient B

Med bakgrunn i fysioterapeutens vurdering av pasientens hovedproblem ble det lagt mest vekt på desensitivering av hypersensitiviteten i høyre fot, samt å forbedre muskelstyrke og stabilitet i hofte og ankel hø-side. Fysioterapeuten begynte behandlingene med Bløtvevs- og leddmobilisering i høyre ankel, fot og tær, dette ble kombinert med uttøyning av muskulatur omkring høyre legg. Deretter ble det lagt vekt på bevisstgjøring av sensorisk stimuli og aktive bevegelser i disse områdene. Dette ble utført i både liggende og sittende utgangsposisjoner. Denne delen (del 1) brukte fysioterapeuten omkring 25-30 min på under hver behandling. I intervensjonsfasen opprettholdt fysioterapeuten et sterkt fokus på del 1 av behandlingen og opprettholdt den samme mengden fokus på dette området gjennom hele intervensjonsfasen.

Resterende 30-35 minutter av behandlingene ble benyttet til å forbedre muskelstyrke og stabilitet omkring høyre hofte og ankel gjennom funksjonelle vektbærende øvelser. Fysioterapeuten la mye fokus på pasientens evne til å kunne flytte sitt tyngdepunkt over mot høyre side uten å miste balansen og kunne aktivt bevege høyre underekstremitet uten kompensatoriske medbevegelser i bekken og trunkus. Disse komponentene ble også flettet inn i funksjonelle bevegelser som forflytninger fra en stilling til en annen (for eksempel reise og sette seg), gange, oppsteg og nedsteg på kasse og tyngdeoverføringer i ulike plan i oppreist

stilling. For å oppnå dette benyttet fysioterapeuten en kombinasjon av verbale og taktile (fasilitering) teknikker for å veilede pasienten gjennom øvelsene og etterstrebe kvalitet i gjennomføringen.

I likhet med pasient A fikk også pasient B utdelt treningsprogram med hjemmeøvelser der hun selv skulle velge øvelser og føre opp treningsdagbok. Programmet inneholdt samme øvelsesutvalg som for pasient A. Pasient B angir selv at hun gjennomførte hjemmeøvelsene daglig og at hun hadde et stort fokus på aktive bevegelser av tær/fot. Hos pasient B opplevde fysioterapeuten at intervensjonen ga endringer i form av at pasienten ble betydelig mer bevisst på bruk av egen kropp og at hun klarte å overføre dette til sin kroppsholdning og sin forflytningsevne, da med mest vekt på sine overganger fra sittende til stående.

3.7 Etikk

Som en grunnmur gjennom forskningsprosjektet ble arbeidet utført i henhold til Helsinkideklarasjonen. Denne deklarasjonen er sentrale etiske retningslinjer som brukes verden over og ble utviklet av verdens legeförening (WMA, 2013). Det var krav om at alle deltakende helsepersonell i studien vil være styrt av Helsepersonelloven §21, kap: *Hovedregel om taushetsplikt (Helse- og omsorgsdepartementet, 1999)*. All informasjonsutveksling om pasientene mellom prosjektleder og intervensjonens fysioterapeut var derfor underlagt denne paragrafen av helsepersonelloven. I tillegg ble all skriftlig informasjonsutveksling om pasientene gjort gjennom det elektroniske journalsystemet Promed. Fysioterapeuten journalførte også informasjon fra anamnesen, undersøkelsen og behandlingene i dette journalsystemet. I samtykkeskjemaet til studien var det ikke informert om at prosjektleder ville innhente informasjon om pasientene fra intervensjonens fysioterapeut, derfor ble alle påmeldte pasienter informert verbalt om dette. Pasientene i studien måtte verbalt samtykke til dette før de fikk delta i studien.

Før oppstart av studien ble prosjektskisse sammen med informasjonsbrev til deltakerne sendt til REK for godkjenning (se «vedlegg godkjennelse fra REK»).

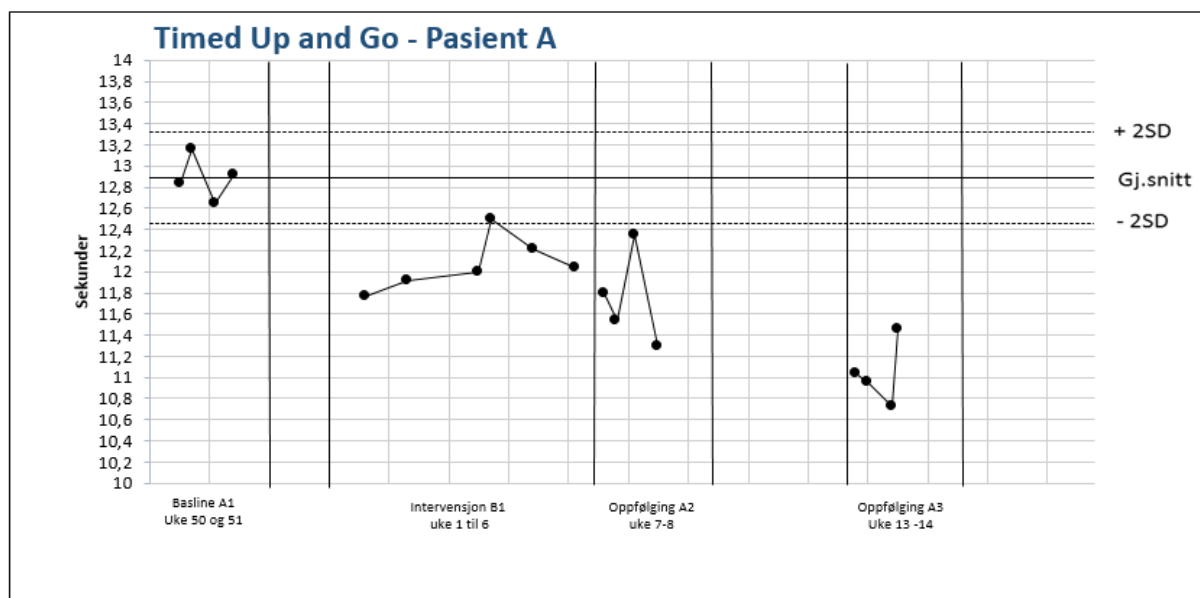
4. Presentasjon av resultater

I dette kapittelet vil resultatene for hver pasient på de ulike testene presenteres grafisk og i tabell. Statistisk signifikante endringer formuleres ut fra «Two standard deviation band method» (2 standardavvik). Metoden går ut på at standarddeviasjonen av baseline-dataen kalkuleres og et horisontalt bånd med bredden av ± 2 standarddeviasjoner legges over de grafiske dataene (Backman & Harris, 1999, p. 3). Ved bruk av denne metoden må to påfølgende målinger i intervensjonsfasen eller fasen(e) etter ligge utenfor området til $\pm 2SD$ i grafen for at man skal kunne vise til signifikant endring i resultatene (Nourbakhsh & Ottenbacher, 1994, p. 770). Dette vil da fange inn 95 % av alt datamateriale (Olsson & Sørensen, 2006, p. 139). Resultatene fra Mini-BESTest vil både bli representert i linjediagram og i tabell for å kunne vise den helhetlige endringen i kombinasjon med endringene i de enkelte kategoriene. I tillegg vil resultatene fra enkelte deltester bli nærmere beskrevet i linjediagram for å nyansere endringene til pasientene.

Pasient A møtte til alle målinger, mens pasient B møtte til samtlige målinger utenom nummer 3 i intervensjonsfasen (dette var bestemt før den aktuelle målingen). Begge pasientene gjennomførte målingene barbert og uten hjelpemidler. Pasient A meldte at han var trett i beina etter behandlingene i måling 1-4 under intervensjonsfasen. I de påfølgende fasene meldte pasienten om at han følte seg i god form. Ved siste måling i oppfølgingsfase A3 nevnte pasient A at han følte seg i noe ustødig, men for øvrig i god form. Pasient B meldte om at hun var sliten og følte seg noe mer ustødig ved måling nummer 4 i baselinefasen og måling nummer 2 i intervensjonsfasen.

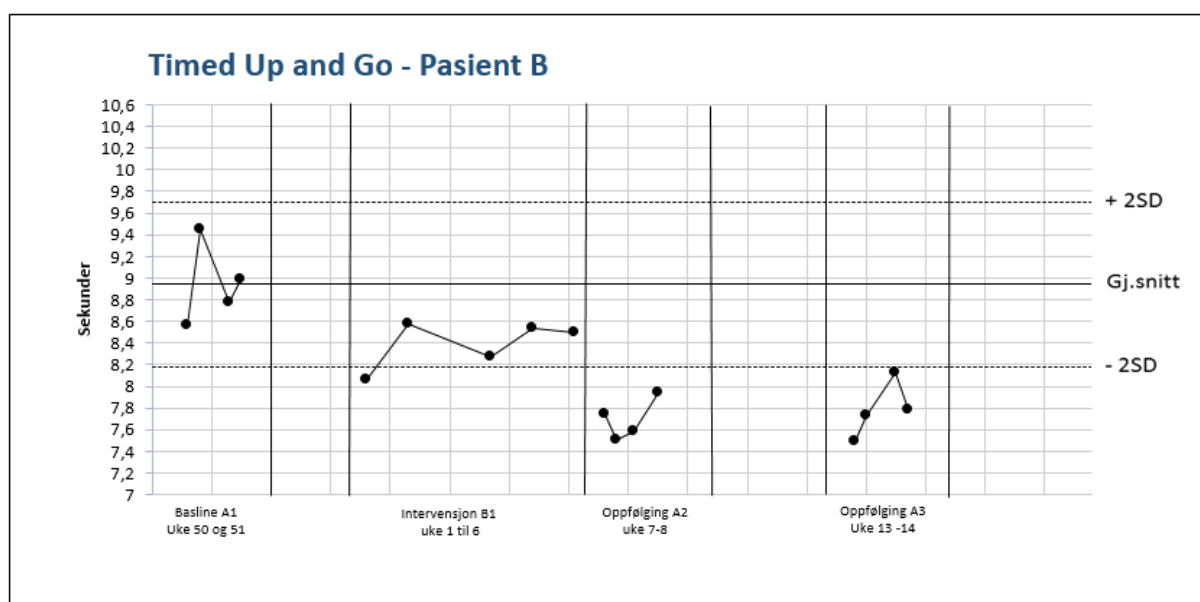
4.1 Timed Up and Go

Pasient A hadde stabile målinger ved baseline med en variasjonsbredde på 0,52 sekunder. I intervensjonsfasen hadde pasienten en signifikant hurtigere tid der første til tredje måling falt utenfor $\pm 2SD$. Ved måling 4 hadde han en tregere gjennomføring og kom innenfor $\pm 2SD$, mens de to siste målingene i intervensjonsfasen igjen viste signifikant hurtigere tid. Oppfølgingsfase A2 viste større variasjoner enn intervensjonsfasen, men samtlige målinger var utenfor $\pm 2SD$ og viste en tendens til ytterligere forbedring av resultater. Oppfølgingsfase A3 hadde de hurtigste målingene av alle fasene.



Figur 1: Timed Up an Go (TUG) for pasient A. Antall sekunder brukt på testen er markert på y-aksen og de ulike fasene i studien er markert på x-aksen.

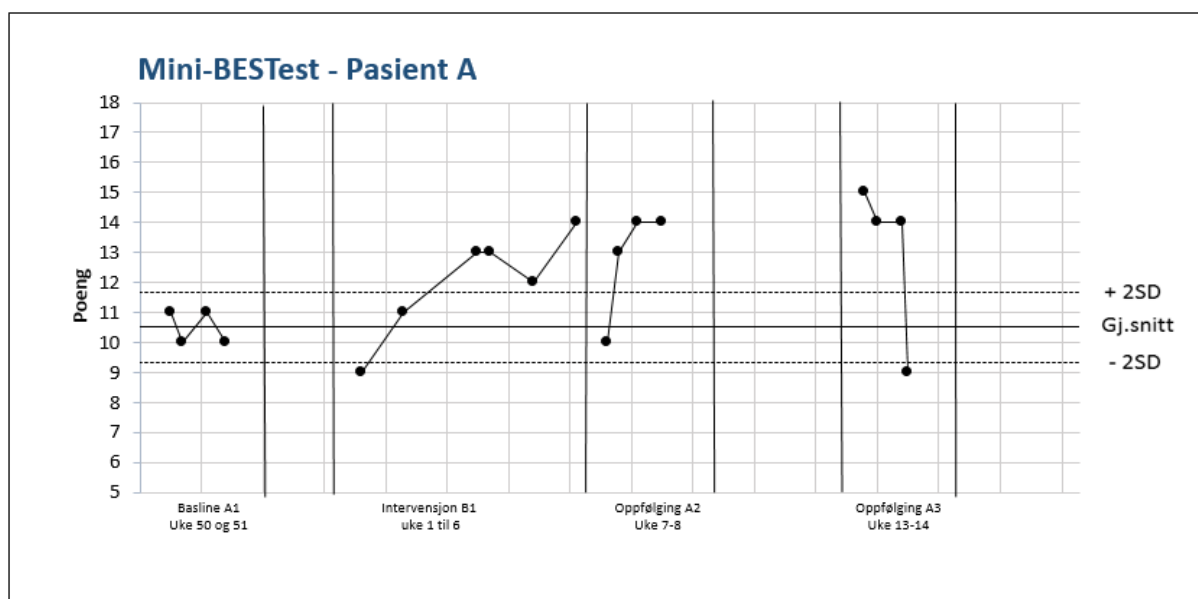
Pasient B hadde noe mer variasjon i baselinemålingene enn pasient A med en variasjonsbredde på 0,89 sekunder. I intervensjonsfasen hadde pasienten stabile målinger uten signifikant endring av tid. Den første målingen i intervensjonsfasen falt like utenfor $\pm 2SD$, mens resterende målinger i denne fasen lå innenfor. I oppfølgingsfase A2 var det stabile målinger der samtlige lå utenfor $\pm 2SD$ og viste en signifikant hurtigere tid. Ved siste måling i denne fasen ses en svak tendens til tregere tid. I oppfølgingsfase A3 var det en noe større variasjon og noe tregere tid, men samtlige målinger lå utenfor 2SD.



Figur 2: Timed Up and Go (TUG) for pasient B. Antall sekunder brukt på testen er markert på y-aksen og de ulike fasene i studien er markert på x-aksen.

4.2 Mini-BESTest

Pasient A hadde en variasjonsbredde på 1 poeng ved baselinemålingene. I intervensjonsfasen var det en tydelig tendens til forbedring av score og måling tre til seks lå utenfor $\pm 2SD$ og viste signifikant forbedring av score. I oppfølgingsfase A2 viste første måling en svakere score og falt innenfor $\pm 2SD$, mens de påfølgende målingene viste signifikant forbedring av score. I oppfølgingsfase A3 lå første til tredje måling utenfor $\pm 2SD$, men viste en tendens til gradvis svakere resultat. Det var en tydelig svak tendens ved siste måling der pasienten hadde et fall fra 14 til 9 poeng.



Figur 3: Mini-BESTest (MBT) for pasient A. Antall poeng oppnådd i testen er markert på y-aksen og de ulike fasene er markert på x-aksen.

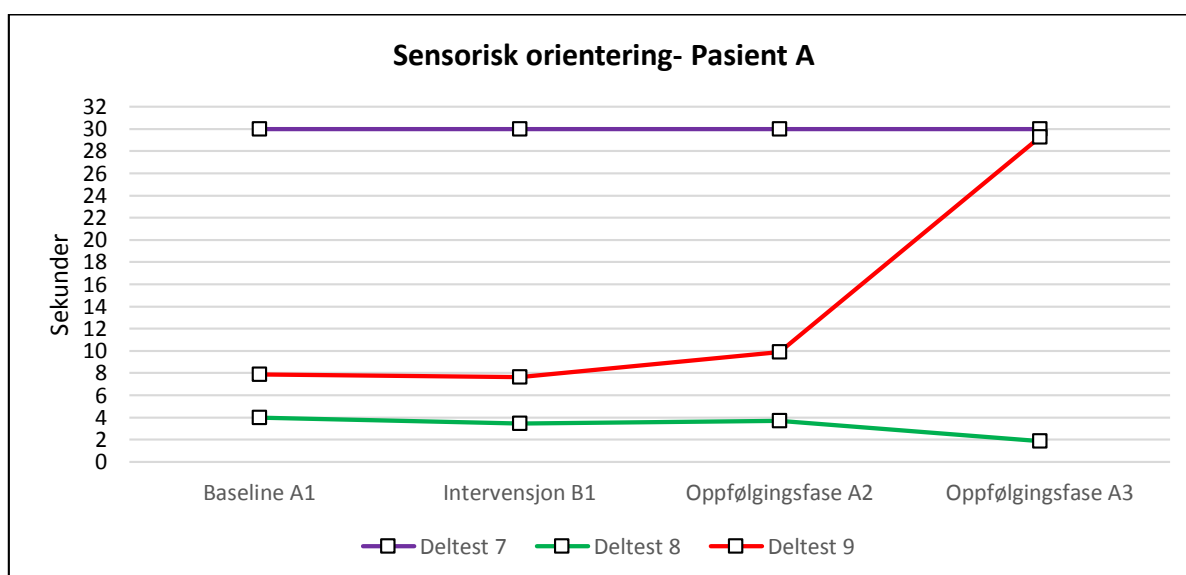
I tabell 1 fremstilles totalscore under hver delkategori i MBT hos pasient A. I tabellen ser man at kategoriene i MBT hvor pasient A har hatt størst endring er ved reaktiv postural kontroll og ved dynamisk gange. Ved reaktiv postural kontroll har pasienten en endring fra 1 poeng (laveste) ved baseline til 4 poeng (høyeste) ved oppfølgingsfase A2 og A3. I delkategori antisipatorisk stillingsendring er det ingen endring på score, mens sensorisk orientering er det en svak tendens til lavere poengscore i fasene etter baseline. Det er viktig å merke at selv om det tilsynelatende ikke er noe tegn til forbedring av score under kategorien sensorisk orientering ser man en betydelig forbedring i gjennomføringen av enkelte tester. Dette

tydeliggjøres i tabell 2, der resultatene fra testene hvor det har vært størst forbedring uten at dette er blitt plukket opp av totalscore blir fremstilt.

Pasient A																		
	A1				B1						A2				A3			
Antisipatorisk (6)	3	2	2	2	2	2	2	2	2	2	2	3	3	2	3	2	2	2
Reaktiv (6)	2	1	2	1	2	3	3	2	3	3	2	2	3	4*	4*	4*	3	2
Sensorisk (6)	4	4	4	4	3	3	4	4	3	4	4	4	4	3	4	3	4	3
Dynamisk (10)	2	3	3	3	2	3	4	5*	4	5*	2	4	4	5*	4	5*	5*	2

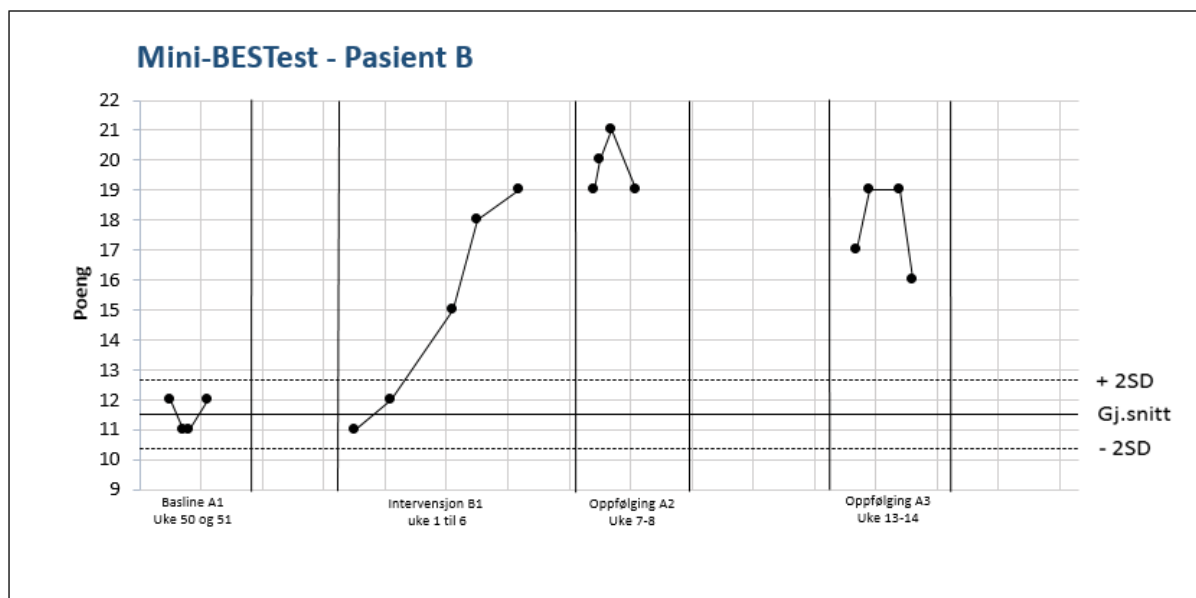
Tabell 1: Mini-BESTest for de fire delkategoriene; Antisipatorisk stillingsendring, reaktiv postural kontroll, sensorisk orientering og dynamisk gange. Venstre kolonne viser de fire delkategoriene med maks score i parentes. Øvre rad markerer de ulike fasene i studien; Baseline (A1), intervensjonsfasen (B1), oppfølgingsfase A2 og oppfølgingsfase A3. Merk at målingene med høyest score i de ulike fasene er markert med fet skrift og stjerne.

Tabell 2 viser deltestene i kategorien sensorisk orientering hos pasient A. Testene i denne kategorien er deltest 7, 8 og 9. Man ser her at deltest 9 i MBT viser en betydelig forbedring av gjennomsnittstid fra oppfølgingsfase A2 (9,91 sek) til oppfølgingsfase A3 (29,25 sek). Deltest 7 og deltest 8 viser liten grad endring gjennom studiens faser. Den betydelige forbedringen av deltest 9 hos pasient A er noe som ikke er synlig i tabell 1.



Tabell 2: Delkategori «Sensorisk orientering» fra Mini-BESTest for pasient B. Antall sekunder brukt på testen er markert på y-aksen og de ulike fasene i studien er markert på x-aksen. Punktene langs linjene representerer gjennomsnittstiden for samtlige målingene i de ulike fasene. Lilla linje representerer deltest 7: «Stående (samlet ben); øyne åpne, hardt underlag». Grønn linje representerer deltest 8: «Stående (samlet ben); øyne lukket, balansepute». Rød linje representerer deltest 9: «Skråbrett- øyne lukket». Merk at deltest 7 viser en betydelig stigning i antall sekunder fra B1 til A3, mens de andre deltestene viser lite endring.

Pasient B hadde en variasjonsbredde på 1 poeng ved baselinemålinger. I intervensjonsfasen viste de to første målingene svak tendens til forbedring av score, mens fra og med måling tre var det en tydelig tendens til forbedring. Måling tre til fem lå utenfor $\pm 2SD$ og viste signifikant endring. I oppfølgingsfase A2 fortsetter tendensen fra intervensjonsfasen, men i noe svakere grad. I oppfølgingsfase A3 ligger samtlige målinger utenfor $\pm 2SD$, men det ses en tendens til lavere score.



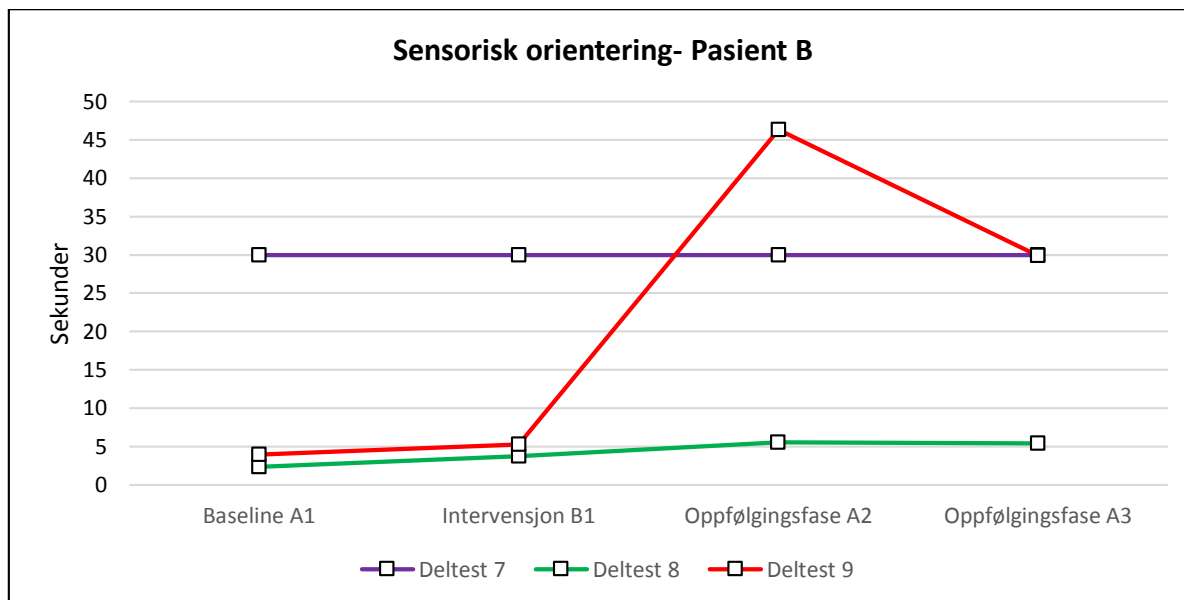
Figur 4: Mini-BESTest for pasient B. Antall poeng oppnådd i testen er markert på y-aksen og de ulike fasene er markert på x-aksen.

I tabell 3 fremstilles totalscore under hver delkategori i MBT hos pasient B. I tabellen ser man at kategorien hvor det har vært mest forbedring er under dynamisk gange. Her er det en endring fra 3 poeng (laveste) ved baseline til 9 poeng (høyeste) under siste del av intervensjonsfasen og i oppfølgingsfase A2 og A3. Det er også noe forbedring i resterende delkategorier, av disse viser reaktiv postural kontroll mest forbedring, mens henholdsvis antisipatorisk stillingsendring og sensorisk orientering viser mindre grad av forbedring. I likhet med pasient A er det viktig å merke at selv om det tilsynelatende ikke er noen stor forbedring av totalscore under sensorisk orientering gjennom de ulike fasene ser man en betydelig forbedring i gjennomføringen av deltest 9 også hos pasient B. Dette tydeliggjøres i tabell 4, der resultatene fra testene hvor det har vært størst forbedring uten at dette er blitt plukket opp av totalscore blir fremstilt.

Pasient B																		
	A1				B1						A2				A3			
Antisipatorisk (6)	3	3	2	4	3	3	X	3	3	5*	4	4	4	4	2	3	4	4
Reaktiv (6)	1	1	2	0	1	1	X	1	2	2	2	3*	3*	3	2	3*	3*	1
Sensorisk (6)	4	3	4	3	4	4	X	4	4	4	9*	9*	9*	9*	4	4	5	5
Dynamisk (10)	4	4	3	5	3	4	X	7	9*	8	9*	9*	9*	9*	9*	9*	8	4

Tabell 3: Mini-BESTest for de fire delkategoriene; Antisipatorisk stillingsendring, reaktiv postural kontroll, sensorisk orientering og dynamisk gange. Venstre kolonne viser de fire delkategoriene med maks score i parentes. Øvre rad markerer de ulike fasene i studien; Baseline (A1), intervensjonsfasen (B1), oppfølgingsfase A2 og oppfølgingsfase A3. Merk at målingene med høyest score i de ulike fasene er markert med fet skrift og stjerne. X markerer målingen hvor pasient B ikke deltok.

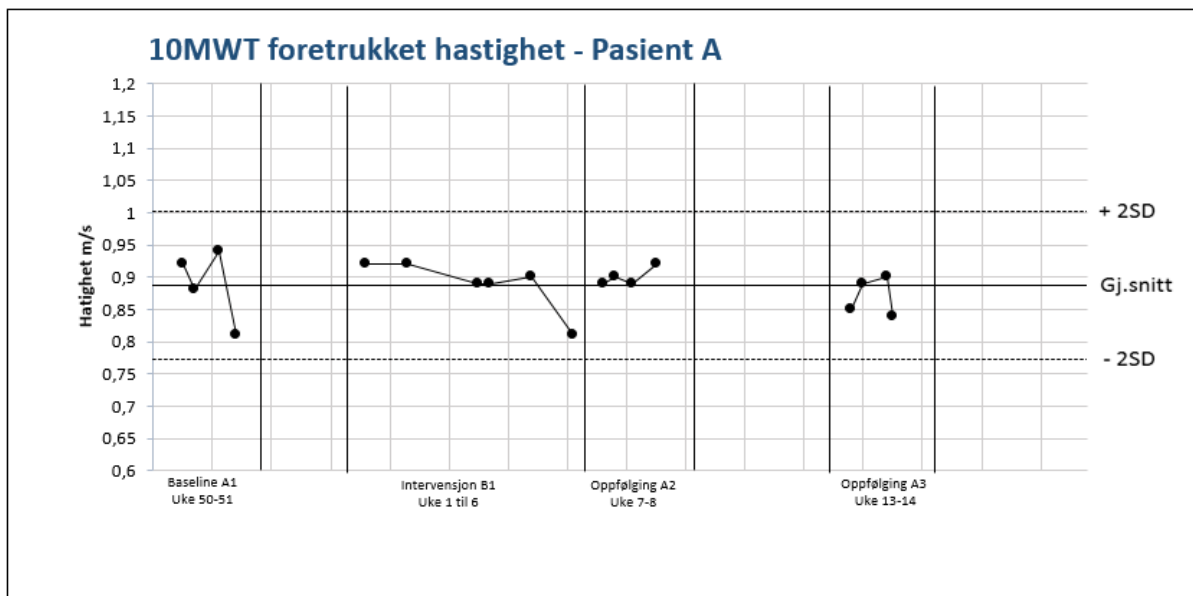
I tabell 4 fremstilles et nærmere innblikk i testkategorien «Sensorisk orientering» fra tabell 3. Testene i denne kategorien er deltest 7, 8 og 9. I tabell 4 ser man at deltest 9 i MBT viser en betydelig forbedring av gjennomsnittstid fra intervensjonsfase B1(5,25 sek) til oppfølgingsfase A2 (46,3 sek). I likhet med forbedringen av deltest 9 hos pasient A gjør heller ikke dette utslag i tabell 3 hos pasient B.



Tabell 4: Delkategori «Sensorisk orientering» fra Mini-BESTest for pasient B. Antall sekunder brukt på testen er markert på y-aksen og de ulike fasene i studien er markert på x-aksen. Punktene langs linjene representerer gjennomsnittstiden for samtlige målingene i de ulike fasene. Lilla linje representerer deltest 7: «Stående (samlet ben); øyne åpne, hardt underlag». Grønn linje representerer deltest 8: «Stående (samlet ben); øyne lukket, balansepute». Rød linje representerer deltest 9: «Skråbrett- øyne lukket». Merk at deltest 7 viser en betydelig stigning i antall sekunder fra B1 til A2, mens de andre deltestene viser lite endring. Merk at deltest 7 viser en betydelig stigning i antall sekunder fra B1 til A2.

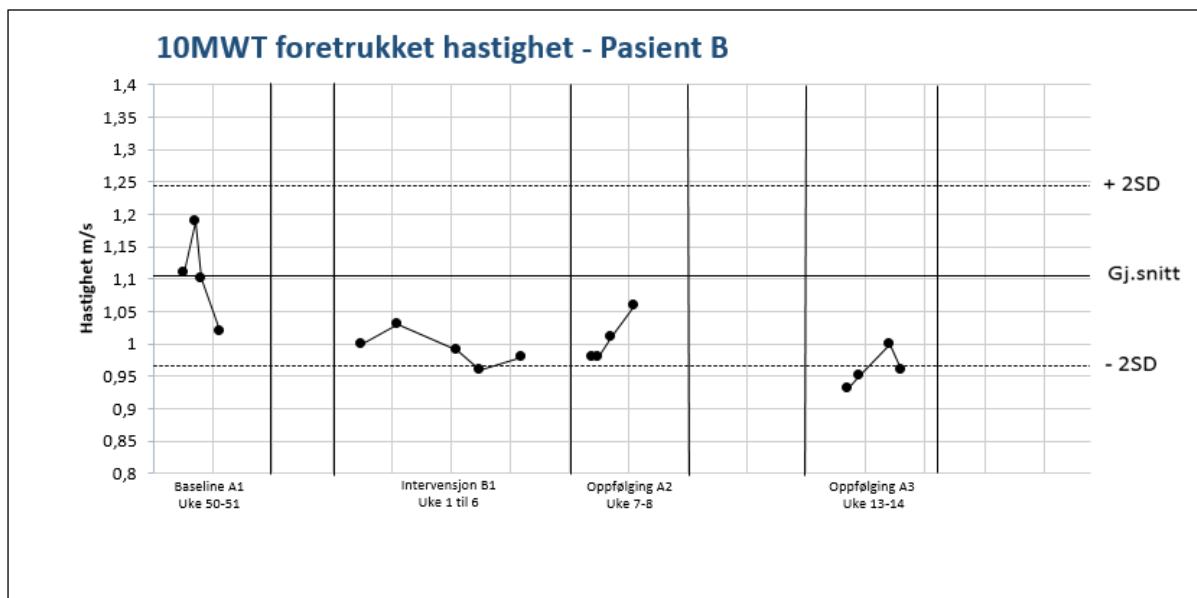
4.3 10MWT – foretrukket hastighet

Pasient A viser en variasjonsbredde på 0,13 m/s ved baselinemålingene. Måling 4 i baseline og måling 6 i intervensjonsfasen viser noe tregere foretrukket ganghastighet til. Resterende målinger viser lav grad av variasjon og ingen målinger er utenfor $\pm 2SD$.



Figur 5: 10 meter gangtest med foretrukket hastighet for pasient A. Antall meter per sekund er markert på y-aksen og de ulike fasene er markert på x-aksen.

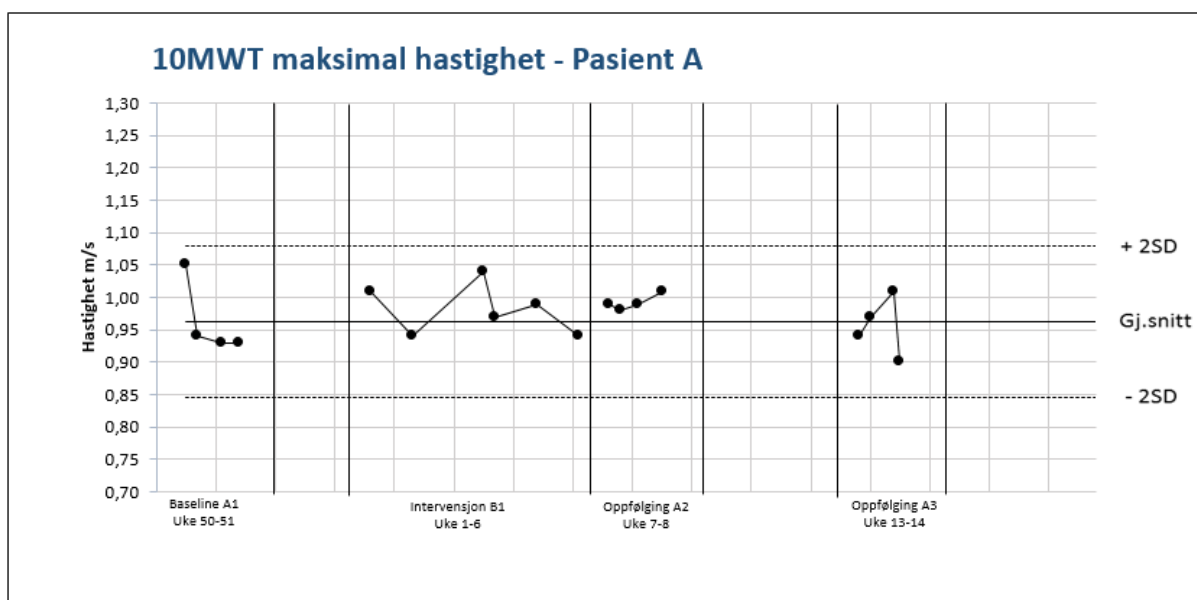
Pasient B viser en variasjonsbredde på 0,17 m/s i baselinemålingene. Målingene i intervensjonsfasen B1 viser stabile målinger med ingen målinger utenfor $\pm 2SD$, men viser tregere ganghastighet på samtlige målinger i intervensjonen sammenlignet med baselinemålingene. I oppfølgingsfase A2 er det en noe hurtigere ganghastighet på de tre siste målingene, men ingen signifikante endringer. I Oppfølgingsfase A3 faller de to første målingene utenfor $\pm 2SD$ og viser signifikant tregere foretrukket ganghastighet, mens måling tre og fire har noe tregere gjennomføringstid og faller like innenfor $\pm 2SD$.



Figur 6: 10 meter gangtest med foretrukket hastighet for pasient B. Antall meter per sekund er markert på y-aksen og de ulike fasene er markert på x-aksen.

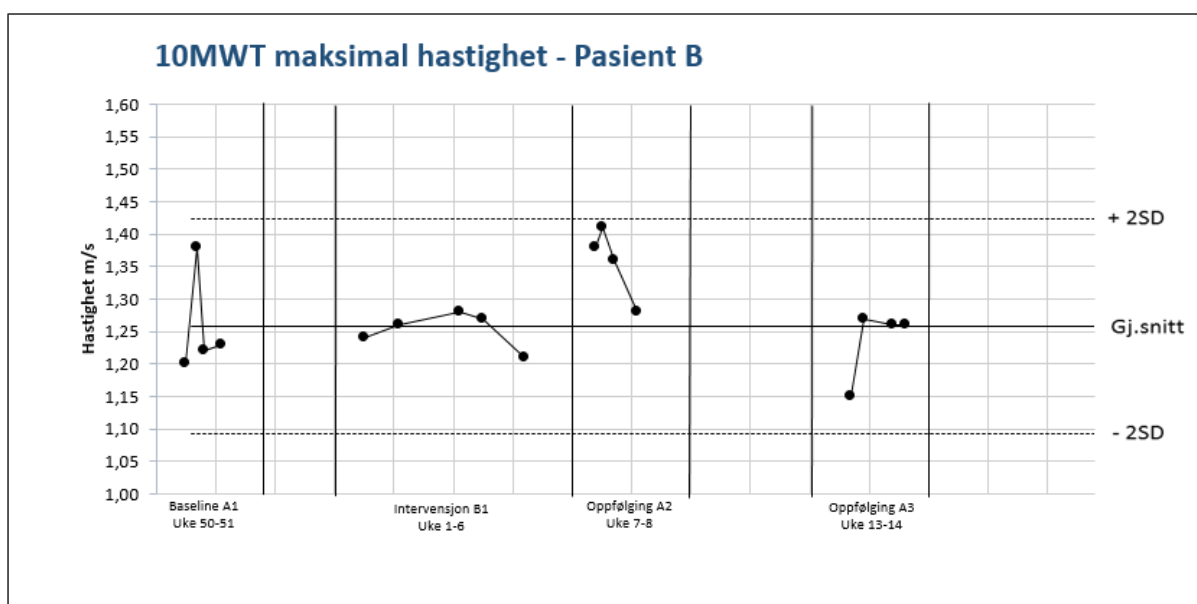
4.4 10MWT maksimal hastighet

Pasient A viser en variasjonsbredde på 0,12 m/s fra baselinemålingene. Han viser tendens til tregere maksimal ganghastighet fra måling 1 til måling 2 i baseline, mens resterende målinger i baseline er stabile og viser liten variasjon. Målingene i intervensjonsfasen er noe ustabile, men alle faller innenfor $\pm 2SD$. I oppfølgingsfase A2 ser man stabile målinger uten signifikant endring og i oppfølgingsfase A3 er målingene noe mer ustabile, men innenfor $\pm 2SD$



Figur 7: 10 meter gangtest med maksimal hastighet for pasient A. Antall meter per sekund er markert på y-aksen og de ulike fasene er markert på x-aksen.

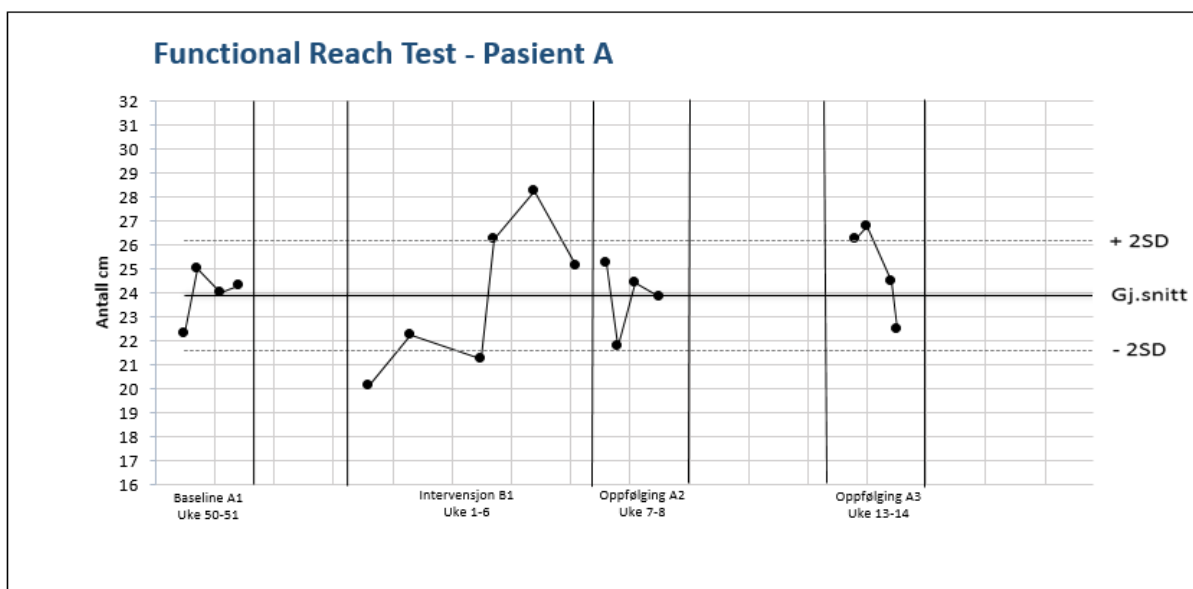
Pasient B viser en variasjonsbredde på 0,18 m/s. Alle målinger i baseline er innenfor $\pm 2SD$. Hun viser tilnærmet lik maksimal ganghastighet på måling 1, 3 og 4 i baseline, mens måling 2 viser raskere ganghastighet (opp mot grensen for $+2SD$). I intervensjonsfasen er det stabile målinger uten signifikante endringer. I oppfølgingsfase A2 viser de to første målingene tendens til hurtigere maksimal ganghastighet, mens to siste målingene viser tregere hastighet. Ingen målinger i denne fasen faller utenfor $\pm 2SD$. I Oppfølgingsfase A3 er det ingen signifikante endringer, men første måling viser tregere hastighet (ned mot grensen til $-2SD$), resterende målinger er stabile og ligger omkring gjennomsnittet.



Figur 8: 10 meter gangtest med maksimal hastighet for pasient B. Antall meter per sekund er markert på y-aksen og de ulike fasene er markert på x-aksen.

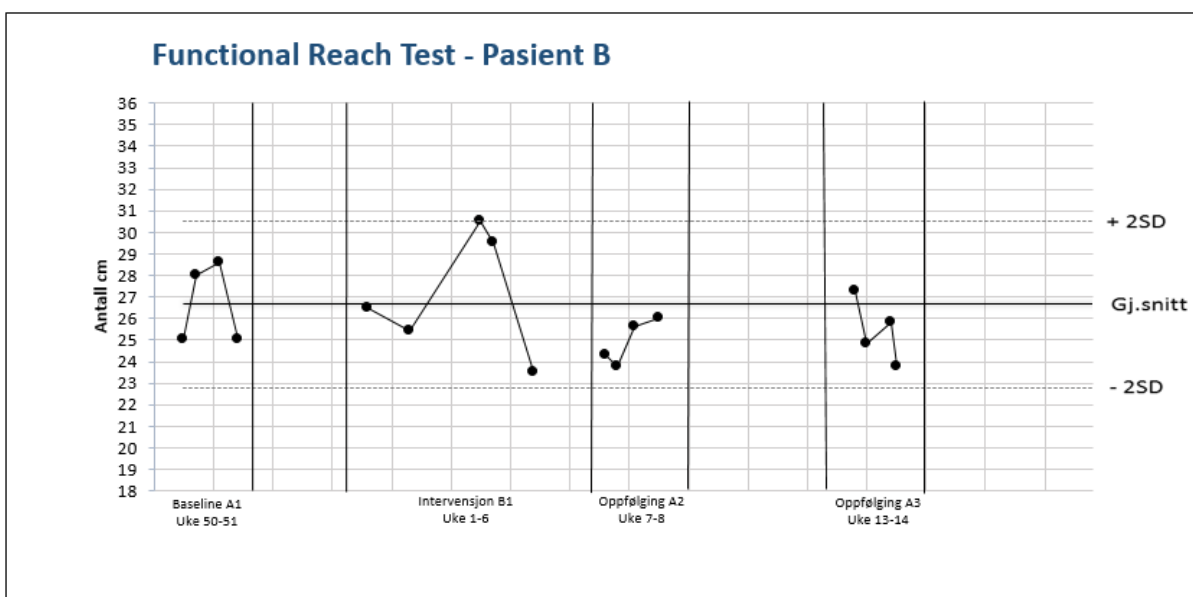
4.5 Functional Reach Test

Pasient A hadde baselinemålinger med en variasjonsbredde på 3,6 cm. I intervensjonsfasen er det ustabile målinger der måling en og tre viser signifikant svakere score, mens måling fire og fem viser signifikant bedre score. Resterende målinger ligger innenfor $\pm 2SD$. I oppfølgingsfase A2 er det ingen signifikante endringer. I oppfølgingsfase A3 viser første og andre måling signifikant bedre score, mens man ser en tendens til svakere score ved måling tre og fire



Figur 9: Functional Reach Test for pasient A. Antall cm gjennomført på testen er markert på y-aksen og de ulike fasene er markert på x-aksen.

Pasient B hadde baselinemålinger med en variasjonsbredde på 3,6 cm. I intervensjonsfasen er det ustabile målinger der samtlige målinger ligger innenfor $\pm 2SD$. I oppfølgingsfase A2 og A3 er det mer stabile målinger uten signifikante endringer.



Figur 10: Functional Reach Test for pasient B. Antall cm gjennomført på testen er markert på y-aksen og de ulike fasene er markert på x-aksen.

5. Diskusjon

I dette kapitlet vil det først være en oppsummering av resultatene som ble presentert i forrige kapitlet. Deretter vil resultatene forklares og diskuteres i lys av teorien som er lagt frem i kapittel 2 «Teoretiske perspektiver». I denne delen vil også funnene fra denne studien sammenlignes med funn fra tidligere relevante studier. Videre i kapitlet blir styrkene og svakhetene ved studien belyst. Til slutt vil det legges fram en konklusjon og betraktninger i forhold til videre forskning. På grunn av store utfordringer ved gjennomføringen av FRT anser jeg ikke resultatene fra denne testen som relevant for pasientenes endringer. Det er det viktig å merke at FRT ikke vil bli diskutert i dette kapitlet, men kun i kapittel 5.3 «Styrker og svakheter ved studien».

5.1 Oppsummering av resultater

For pasient A var hovedfunnene i studien at han utførte TUG signifikant hurtigere fra og med første måling i intervensjonsfasen og ut resterende målinger i studien. MBT viste signifikant bedre score fra tredje måling i intervensjonsfasen. Til tross for at første måling i oppfølgingsfase A2 var innenfor $\pm 2SD$ og fjerde måling i oppfølgingsfase A3 var utenfor $-2SD$ viste resterende målinger signifikant bedre score. 10MWT viste stabile målinger, men ingen signifikante endringer for pasient A hverken ved måling av foretrukket eller maksimal hastighet. FRT hadde ustabile målinger i alle fasene og kun måling fire og fem intervensjonsfasen viste signifikant forbedring av resultat.

For pasient B var hovedfunnene i studien at hun utførte TUG signifikant hurtigere fra og med første måling i oppfølgingsfase A2. Resterende målinger i studien viste også signifikant hurtigere gjennomføringstid på testen. MBT viste signifikant bedre score fra og med tredje måling i intervensjonsfasen, resterende målinger i intervensjonsfasen og i oppfølgingsfasene viste også signifikant bedre score. 10MWT foretrukket hastighet viste en noe tregere ganghastighet på samtlige målinger etter baseline. I oppfølgingsfase A3 ses en kortvarig signifikant tregere foretrukket ganghastighet ved de første målingen, mens de to påfølgende målingene faller innenfor $\pm 2SD$ og viser ingen signifikante endringer. 10MWT maksimal hastighet viste ingen signifikante endringer og samtlige målinger lå innenfor $\pm 2SD$. Ved FRT hos pasient B var det ustabile målinger ved baseline og intervensjonsfasen, mens oppfølgingsfase A2 og A3 viste mer stabile målinger. Det var ingen signifikante endringer i noen av fasene.

5.2 Drøfting av resultatene

5.2.1 Forklaring av resultatene fra TUG belyst i sammenheng med 10MWT

Et aspekt som belyser resultatene på en interessant måte er at man ser at det er en sterk korrelasjon mellom TUG og 10MWT både hos pasienter med MS (Nilsagard et al., 2007, p. 112) og hos pasienter med andre nevrologiske lidelser (Kim, Lee, & Jeon, 2015, p. 2956; van Hedel, Wirz, & Dietz, 2005, p. 194). Dette kan virke motstridende med resultatene fra min studie, der begge pasientene fikk signifikante endringer ved TUG, men ingen endringer ved 10MWT. Men i alle de overnevnte studiene ble det brukt statisk start ved 10MWT, mens min studie testet 10MWT med dynamisk start. Det kan tenkes 10MWT med statisk start er mer lik TUG enn det 10MWT med dynamisk start er. Men det påpekes uansett at ganghastighet er en sentral komponent ved TUG (Podsiadlo & Richardson, 1991; Rockwood et al., 2000). På bakgrunn av resultatene fra min studie kan man derfor se spørrende til hva slags mekanismer som har ført til disse resultatene.

Hos pasient A var det stabile målinger og ingen signifikante endringer på 10MWT hverken ved måling av foretrukket eller maksimal hastighet. Dette indikerer at intervensjonen ikke medførte endringer i ganghastigheten. Dersom man sammenligner disse resultatet med resultatene fra TUG ser man at det er store forskjeller på endringene til pasient A. Han hadde en signifikant raskere gjennomføring av TUG fra første måling i intervensjonsfasen, og med unntak av at fjerde måling var like innenfor $-2SD$ viste samtlige målinger i fase B1, A2 og A3 signifikant raskere gjennomføring. Pasienten viste en forbedring gjennom alle fasene og hadde raskest tid av samtlige målinger ved de tre første målingene i fase A3. Pasient B hadde stabile målinger og ingen signifikante endringer på 10MWT maksimal hastighet. Til tross for at man ikke ser noen signifikante endringer ved 10MWT foretrukket hastighet kan man se en tregere hastighet i fase B1, A2 og A3 dersom man sammenligner med baselinemålingene. Utenom en kortvarig signifikant tregere foretrukket ganghastighet ved de to første målingene i fase A3, er det ingen tegn til signifikante endringer i denne testen heller. Hos pasient B ser man en signifikant hurtigere gjennomføringstid på TUG på samtlige målinger i fase A2 og A3.

Disse resultatene indikerer at det klare likheter hos begge pasientene i forhold til hvordan intervensjonen har gitt effekter. Pasientene viste ingen signifikante endringer på 10MWT (kortvarig signifikant endring ved foretrukket hastighet i fase A3 for pasient B). Og selv om at

pasient A viste signifikant hurtigere gjennomføringstid allerede fra første måling i intervensjonsfasen og hadde et større spenn på antall sekunder forbedring av tiden i TUG, ser man også en signifikant hurtigere gjennomføringstid på TUG hos pasient B. Det er flere spennende aspekter ved de overnevnte funnene, blant annet; Hva er det i intervensjonen som har medført disse endringene og hvorfor har intervensjonen skapt tilnærmet like endringer hos begge.

I denne studien ble 10MWT utført med dynamisk start, noe som betydde at pasientens evne til å begynne fra stillestående og akselerere til gående var eliminert vekk fra målingen. Det var dermed kun pasientens evne til å opprettholde ganghastigheten over 6 meter som ble målt. I TUG starter tidtakingen allerede fra pasienten sitter på stolen og blir stanset når pasienten setter seg ned igjen. Dette innebærer at det er mange flere komponenter som tas med i gjennomføringen, i tillegg til å gå tre meter fram og tilbake. Overganger fra en utgangsstilling til en annen, akselerering og deselerering av hastighet, samt endring av retning er vesentlige komponenter i testen (Herman et al., 2011, p. 208). Herman et al. (2011, pp. 207-208) påpeker videre at testen utforsker flere komponenter av balanse og forflytningsevne.

Forskjellene i resultatene på TUG og 10MWT stammer derfor sannsynligvis fra at pasient A og pasient B reduserte tiden de brukte på å til å forflytte seg fra sittende til stående (og fra stående til sittende) eller når de skulle endre retning og gå tilbake til stolen. Dette var også komponenter som ble vektlagt behandlingene til begge pasientene; I del to av behandlingen hos pasient A ble det brukt tid på forbedring av muskelstyrke og stabilitet i venstre hofte, kne og ankel i funksjonelle stillinger og bevegelser (funksjonelle bevegelser innebar for eksempel reise og sette seg, gange, skrittstående tyngdeoverføring og benløft opp på lav kasse). Her ble også vektlagt å redusere kompensatoriske bevegelser i øvelsene for å normalisere og effektivisere bevegelsesmønsteret. Hos pasient B ble funksjonelle bevegelser som forflytninger fra en stilling til en annen (for eksempel reise og sette seg), gange og tyngdeoverføringer i ulike plan benyttet for å forbedre evnen til å vektbelaste høyre ben, samt aktivt bevege høyre hofte, kne og ankel uten kompensatoriske medbevegelser. I en fersk systematisk litteraturstudie påpeker Gunn et al. (2015, p. 1907) at intervensjonene som gir god effekt på forbedring av balanse hos pasienter med MS inneholder blant annet funksjonelle øvelser i vekt bærende stillinger.

Selv om at den funksjonelle treningen (del 2) i intervensjonen har vært en vesentlig del for å kunne oppnå forbedringen begge pasientene har hatt ved TUG, er det viktig å understreke rollen som del 1 av behandlingene i intervensjonen har hatt. Ved undersøkelsen av fotens funksjon, før igangsettelse av intervensjonen, ble det hos pasient A avdekket redusert leddbevegelighet og forøket spenning i muskulatur i ankel og fot på venstre side, i tillegg til nedsatt aktive gripe- og strekkebevegelser i tærne. Hos pasient B ble det avdekket at høyre ankel hadde nedsatt leddbevegelighet, samt forøket spenning og uttalte palpasjonssmerter i bløtdelsvevet omkring forfot og tær. Hun mestret så vidt aktiv dorsalfleksjon høyre ankel mot tyngdekraften i sittende stilling og hun hadde nedsatt evne til aktive gripe- og strekkebevegelser av tær på høyre side. I tillegg hadde pasient B en hypersensitivitet omkring høyre fot (mest uttalt ved forfoten). I del 1 hadde fysioterapeuten fokus på å optimalisere fotens funksjon og biomekanikk hos begge pasientene. For å oppnå dette ble det benyttet bløtvevsbehandling, leddmobilisering, bevisstgjøring og fasilitering av aktive bevegelser av ankel, fot og tær, samt bevisstgjøring av sensorisk stimuli.

Menz et al. (2005, p. 1549) påpeker i sin studie at biomekaniske forhold, taktil sensibilitet og muskelstyrke i fot og ankel påvirker i stor grad balanse og funksjonsevne. Det stilles også store krav til både mobilitet og stabilitet i foten for at den skal tilpasse seg underlaget og være en stabil understøttelsesflate (Gjelsvik, 2008, p. 74; Raine et al., 2009, p. 123). For å utdype hvordan fotens funksjon kan påvirke resultatene fra TUG blir en av deloppgavene i testen belyst. I TUG er evnen til å reise seg effektivt opp fra en stol en vesentlig del av testen (Herman et al., 2011, p. 208), og i denne motoriske oppgaven er fotens stilling vesentlig for utførelsen (Janssen, Bussmann, & Stam, 2002, p. 876). Leddstilling, muskelaktivitet, og stabilisering av anklene og føttene er avgjørende for å kunne opprettholde balansen når man reiser seg opp (Raine et al., 2009, p. 87). Man ser at en dynamisk stabilitet omkring anklene og føttene også er avgjørende når man skal sette seg ned på stolen igjen (Raine et al., 2009, p. 91).

Funnene fra undersøkelsen av fotens funksjon hos pasientene kan derfor hatt en påvirkning på gjennomføringen av TUG, og tiltakene fra del 1 av behandlingen i intervensjonen kan ha bidratt til å skape den signifikante endringen på TUG hos begge pasientene. Cattaneo et al. (2007, p. 778) utførte en pilotstudie på en gruppe pasienter med MS, målet med studien var å evaluere effekten av to ulike intervensjoner i forhold til opptrening av balanse. Her konkluderte artikkelforfatterne med at rehabilitering med vekt på opptrening av sensoriske

forstyrrelser ser ut til å være en viktig komponent i forhold til å forbedre balanse, særlig dynamisk balanse. Opptreningen av sensoriske forstyrrelser bestod blant annet av øvelser der stimulering av somatosensoriske systemer var helt vesentlig (D. Cattaneo et al., 2007, p. 780).

Det er viktig å integrere aktiviteter eller øvelser som gjør behandlingen så funksjonell som mulig og overføringsverdien til dagligdagse aktiviteter så sterk som mulig (Gjelsvik, 2008, p. 90). Raine et al. (2009, p. 27) framhever at spesifisitet i trening av funksjonelle øvelser i behandling er prekært siden det bidrar pasienten å benytte mer hensiktsmessige bevegelsesmønstre, som videre er essensielt for å forbedre funksjonsevnen. Denne studien har ikke datamateriale som sier noe konkret om pasientenes opplevelse av intervensjonens overføringsverdi til deres dagligdagse aktiviteter. Derfor bør man være forsiktig med å konkludere med at forbedringen man ser ved TUG hos begge pasientene har en direkte overføringsverdi til dagligdagse aktiviteter. Men TUG er et reliabelt (Learmonth et al., 2012, p. 74) og valid (D. Cattaneo et al., 2006, p. 794) måleverktøy for vurdering av bevegelsesevne og balanse hos MS-pasienter med nedsatt funksjonsevne. I tillegg består TUG av dagligdagse, funksjonelle motoriske oppgaver og bevegelser. Dette taler for at resultatene fra TUG viser at intervensjonen kan ha medført en overføringsverdi til pasientenes evne til å mestre dagligdagse aktiviteter.

Videre er det interessant å sammenligne resultatene fra TUG og 10MWT i min studien med resultatene fra Smedal et al. (2006) sin SSED studie. Her ble forbedringer av balanse og gange gjennom en Bobath-rettet fysioterapi-intervensjon målt. Behandlingene i intervensjonen bestod av optimalisering av fotens biomekaniske forutsetninger, forbedring av alignment (leddstilling) mellom trunkus og bekken, samt forbedre evnene til nevro-muskulær aktivering i trunkus og bekken (Smedal et al., 2006, pp. 106-107). Tiltakene ble utført i ulike utgangsstillinger og overganger (for eksempel reise og sette seg). Det var to pasienter som deltok og det ble benyttet Bergs balanseskale (BBT), Rivermead Visual Gait Assessment (RVGA), TUG og 10MWT som måleinstrumenter.

Det var signifikant forbedring av score hos begge pasientene på RVGA, mens på BBT hadde den kun den ene pasienten signifikant forbedring av score. Resultatene fra RVGA peker mot at pasientene hadde endringer relatert til sitt gangmønster (Smedal et al., 2006, p. 113). På TUG og 10MWT var det ingen signifikante endringer, men det ble observert noe hurtigere ganghastighet på 10MWT og hurtigere gjennomføringstid på TUG (Smedal et al., 2006, pp.

108-111). På disse to testene var det tilnærmet like grad av endringer hos begge pasientene. Dette understøtter Nilsagard et al. (2007, p. 112) sine funn om korrelasjon mellom testene. Det er likheter mellom intervensjonen i min studie og intervensjonen utført i Smedal et al. (2006), men også noen ulikheter. I min studie hadde del 1 av behandlingen et bredere spekter av tiltak rettet mot bedring av fotens funksjon enn det denne studien hadde. I tillegg til forbedring av fotens biomekaniske forutsetninger gjennom bløtvevs- og leddmobilisering var det i del 1 også fokus på taktil stimulering, bevisstgjøring og aktive bevegelser av ankel, fot og tær. I min studie ser det ut til at det var et det var flere funksjonelle vekt bærende øvelser i del 2 av behandlingen som hadde overføringsverdi til TUG enn det som var i denne studien. Et annet viktig aspekt er at det ble utdelt hjemmetreningsprogram til begge pasientene i min studie. Øvelsene i dette programmet var i stor grad basert på behandlingen som hver pasient fikk, med både lokale øvelser for ankel, fot og tær, i tillegg til funksjonelle, vekt bærende øvelser. De overnevnte ulikhetene kan ha vært utslagsgivende for at det var signifikante endring ved TUG i min studie, mens det ikke var signifikante endringer ved TUG i Smedal et al. (2006) sin studie.

Ilett et al. (2015, p. 3) undersøkte i sin studie hva effekten av én enkelt Bobath-rettet fysioterapibehandling var i forhold til balanse og gangfunksjon hos pasienter med MS. I denne behandlingen var det stor fokus på å forbedre funksjon i ankel og fot hos pasientene. Tiltak som ble benyttet var blant annet: Bløtvevs- og leddmobilisering av ankel og fot, sensorisk stimulering av fot og nevromuskulær aktivering av m. gastrocnemius og m. soleus (Ilett et al., 2015, p. 3). Etter å ha deltatt på én enkelt Bobath-rettet fysioterapibehandling viste pasientene med MS umiddelbar forbedring av balanse. Pasientene hadde blant annet redusert postural svai ved «Single Limb Standing» og hurtigere gjennomføring av «Four Step Square Test» etter behandlingen. Artikkelforfatterne konkluderte med at endringene i forhold til balanse kom som et resultat av optimalisering av funksjonen til leggmuskulaturen, endring av sensorisk bevissthet omkring fot og endring av alignment (leddstilling) i legg, ankel og fot (Ilett et al., 2015, p. 9). Resultatene fra denne studien kan styrke antagelsene om at del 1 av behandlingen i intervensjonen i min studie har bidratt til å forbedre resultatet på TUG hos begge pasientene.

Det er også verdt å nevne at selv om at det var stabile målinger uten signifikante endringer på 10MWT for begge pasientene i denne studien, kan man observere interessante det interessant å se på forskjellene mellom foretrukket og maksimal ganghastighet. Dersom man ser på

resultatene fra baselinemålingene i studien for pasient A ser man at gjennomsnittshastigheten for foretrukket og maksimal ganghastighet er henholdsvis 0,89 m/s og 0,96m/s. For funksjonsfriske menn i 60 årene (aldergruppen til pasient A) er referanseverdiene for foretrukket ganghastighet 1,35 m/s og maksimal ganghastighet 1,93 m/s (Bohannon, 1997, p. 17). For pasient B ser man at gjennomsnittshastigheten for foretrukket og maksimal ganghastighet er henholdsvis 1,11 m/s og 1,26 m/s. For funksjonsfriske kvinner i 40 årene (pasient B) er referanseverdiene for foretrukket ganghastighet 1,39 m/s og maksimal ganghastighet 2,13 m/s (Bohannon, 1997, p. 17). Hos pasienter med MS ser man at forskjellen mellom foretrukket og maksimal ganghastighet reduseres i takt med at graden av funksjonsnedsettelse øker (Gijbels et al., 2012, p. 369). Det kan tenkes at dette er en av årsakene til at pasientene i min studie hadde en liten grad av forskjell mellom disse to ganghastighetene.

5.2.3 MBT – Forklaring av resultatene

Hos pasient A var det en signifikant forbedring av score ved MBT fra tredje måling i intervensjonen. Resterende målinger, bortsett fra en måling hver i oppfølgingsfase A2 og A3, viste signifikant bedre score. I tabell 1 ser man at pasient A hadde størst endring i kategoriene «Reaktiv postural kontroll» og «Dynamisk gange». Man ser videre at det var ingen endring av score i kategorien «Antisipatorisk postural kontrol», mens i «Sensorisk orientering» har pasienten en svak reduksjon av score i fasene etter baseline. I baselinemålingene ved «Reaktiv postural kontroll» scoret pasienten fra 1 til 2 poeng, mens den høyeste poengsummen (4 poeng) ble registrert i oppfølgingsfase A2 og A3. I baselinemålingene ved «Dynamisk gange» scoret pasienten fra 2 til 3 poeng, mens den høyeste poengsummen (5 poeng) ble registrert i fase B1, A2 og A3.

Hos pasient B var det en signifikant forbedring av score ved MBT fra og med tredje måling i intervensjonsfasen. Samtlige resterende målinger i intervensjonsfasen og i oppfølgingsfasene viste også signifikant bedre score. I tabell 3 ser man at pasient B hadde størst endring av score i kategoriene «Dynamisk gange» og «sensorisk orientering. I baselinemålingene ved denne kategorien scoret pasienten fra 3-4 poeng, mens den høyeste poengsummen (9 poeng) ble registrert i fase B1, A2 og A3. I de andre kategoriene var det også noe forbedring av score, av disse viste «Reaktiv postural kontroll» mest forbedring, mens «Antisipatorisk postural kontroll» viste noe mindre grad av forbedring.

Dersom man analyserer resultatene fra MBT hos pasient A og pasient B ut fra henholdsvis figur 3 og figur 4 ser man at pasientene har hatt en signifikant forbedring av score. Dette kan indikere at pasientene har hatt en forbedring av sin balanse. I en studie utført av Godi et al. (2013, p. 166) ble det anslått høy reliabilitet og validitet ved MBT for vurdering av balanse, samt sensitivitet for endringer i balansefunksjon over tid hos pasienter med kroniske balanseforstyrrelser. Padgett, Jacobs og Kasser (2012, p. 1205) viser også til høy validitet og reliabilitet av MBT for vurdering av balanse hos pasienter med MS.

5.2.4 Plastisitet – Grunnet for endringene hos pasientene

I dette avsnittet ønsker jeg å belyse hvilke fysiologiske mekanismer som ligger bak de signifikante endringene ved TUG og MBT som pasientene hadde. Som grunnmur for disse signifikante endringene ligger plastisitet. Under normale forhold regner man plastisitet som en av hovedmekanismene bak utvikling av hjernen, læring og hukommelse (Draganski et al., 2006, p. 6317; Johnston et al., 2009, p. 2; Martin & Morris, 2002; Zeller & Classen, 2014, p. 222). Man regner også plastisitet som en forutsetning for gjenvinning av funksjon etter skader og sykdom i CNS (Brodal, 2009, p. 167; Nudo, 2003, p. 9). Det tenkes at bedring etter en lesjon i CNS opptrer som følge av en læringsprosess som er underlagt de samme prinsipper som gjelder for læring i et intakt nervesystem (Brodal, 2009, p. 171). Pasientene i denne studien hadde MS, og til tross for at MS representerer en progredierende sykdom som kan manifesteres gjennom ulike sykdomsforløp ser det ut til at disse prinsippene også gjelder her (Zeller et al., 2010, p. 732).

Rehabilitering av motorisk funksjon er en prekær komponent i behandlingen av MS og som i stor grad underbygges av nevralt plastisitet (Lipp & Tomassini, 2015, p. 2). Gjenoppretting av motorisk funksjon påvirkes i stor grad av intensiv og funksjonell trening som også må være motiverende og meningsrik for pasienten (Carr & Shepherd, 2011, p. 8). Del 2 av behandlingen i intervensjonen bestod av funksjonelle vektbærende øvelser. For begge pasientene bestod dette blant annet av øvelser som reise og sette seg, oppsteg og nedsteg på kasse og tyngdeoverføringer i ulike plan i oppreist stilling. Dette kan anses som øvelser med overføringsverdi til hverdagslige motoriske oppgaver.

5.3 Styrker og svakheter ved studien

5.3.1 Studiedesign (SSED)

Denne studien hadde SSED som studiedesign og det var valgt en A-B-A-A struktur på designet. Fordeler ved en SSED er at designet tillater en økonomisk rimelig gjennomføring, selve intervensjonen og utfallet av intervensjonen dokumenteres nøye gjennom hyppige målinger av studiedeltakerens resultater og muligheten til å individualisere intervensjonen til subjektet (Harbst et al., 1991, p. 108; Janosky, 2005, p. 550). Studiedesignet har også en overføringsverdi til klinisk praksis (Edmans & Lincoln, 1989, p. 139). I en artikkel skrevet av Gonnella (1989, p. 608) trekker forfatteren fram at en SSED kan inneholde en metodikk som kan sammenlignes med den kliniske hverdagen som fysioterapeuter arbeider i. Det pekes også mot at en SSED anses som gunstig for å vurdere effekten av individualisert behandling hos pasienter med MS (Ko Ko, 1999, p. 40; Smedal et al., 2006, p. 114). Med bakgrunn i det variable og uforutsigbare sykdomsforløpet som MS representerer vil muligheten til å følge studiedeltakerne tett og hyppig gjennom de ulike studiefasene være en fordel som SSED tilbyr (Smedal et al., 2006, p. 114).

Man ser også svakheter ved benyttelse av et slikt studiedesign; Selv om en SSED kan vise til objektive funn i resultatene, behøver designet ikke nødvendigvis demonstrere sterk evidens i forhold til rehabiliteringsintervensjoner. Dette kommer av designet mangler kontrollerte sammenligninger mellom intervensjonsdeltakere og kontrolldeltakere (Backman & Harris, 1999, p. 171). Ytterligere ulemper ved et slikt design kan være den lave graden av materialets generaliserbarhet utover andre enn pasientene i studien (Janosky, 2005, p. 550; K. J. Ottenbacher & Zhan, 2001, p. 7; Polit & Beck, 2014, p. 159).

5.3.1.1 Baselinemålinger og egenskaper ved disse

I en SSED etablerer datamaterialet fra baselinefasen et grunnlag som pasientens atferd kan sammenlignes med ved tilføring av en intervensjon (Byiers et al., 2012, p. 3; J. D. Smith, 2012, p. 11). Gonnella (1989, p. 603) påpeker at en baseline bør dannes av minst tre målinger, mens Horner et al. (2005, p. 168) angir at det vanligvis bør være fem eller flere målinger i baseline for å kunne dokumentere et forutsigbart mønster. I denne studien ble baseline hos pasientene beregnet ut fra fire målinger på hver test. I følge Horner et al. (2005, p. 168) bør målingene av den avhengige variabelen i baselinefasen pågå fram til det observerte mønsteret av resultater er tilstrekkelig konsistent til å predikere fremtidig utvikling.

En styrke hos datamaterialet ved baselinemålingene i denne studien var at det var liten grad av variasjon ved MBT, TUG og 10MWT. Dette understøtter at det ikke var behov for flere målinger i baseline ved disse testene, men ved FRT viste datamaterialet større grad av variasjon hos begge pasientene (i størst grad hos pasient B). Det kunne tenkes at årsaken til variasjonene kom fra at pasientene hadde variasjoner i dagsformen som påvirket prestasjonen, men da skulle man også kunne sett lignende variasjoner i de andre testene. I stedet kan det se ut som om årsaken stammer fra de praktiske utfordringene som oppstod ved gjennomføringen av FRT i denne studien (beskrevet i kapittel 3.3.5). Derfor er det sannsynlig at det ikke var pasientenes varierende dagsform som medførte varierende målinger i denne studien, men testen i seg selv. Det kan da tenkes at flere målinger i baseline ved FRT hadde vært nødvendig for å kunne dokumentere et mer forutsigbart mønster, men utfordringene ved gjennomføringen av testen hadde fremdeles medført ytterligere variasjoner i målingene. Derfor hadde flere målinger ved denne testen sannsynligvis vært u hensiktsmessig.

En annen styrke ved datamaterialet fra baseline var at i testene hvor det var signifikante endringer hos pasientene, altså MBT og TUG, var det ingen trender med forverring eller forbedring fra baselinemålingene som fortsatte inn i intervensjonsfasen og kunne skapt vanskeligheter i analysen av intervensjonseffekten. Byiers et al. (2012, p. 3) understreker at datamaterialet fra baseline bør mangle en klar trend i forhold til forbedring av resultater. Dersom datamaterialet viser en trend til forbedring i baselinefasen og fortsetter gjennom intervensjonsfasen kan være vanskelig å vurdere om forbedringseffekten kommer fra intervensjonen eller ikke.

5.3.1.2 Studiets designstruktur

Innenfor SSED representerer et A-B design den mest grunnleggende strukturen hvor effekten av en intervensjon vurderes (K. J. Ottenbacher & Zhan, 2001, p. 2). A-B-A design er en forlengelse av A-B strukturen og benyttes for å skape større grad av validitet til datamaterialet (K. J. Ottenbacher & Zhan, 2001, p. 2). Ved å tilføre repeterte målinger av studiedeltakerne gjennom alle fasene av studien økes validiteten av studien, siden studiedeltakerens tilstand målt over flere målinger reduserer sannsynligheten for skjevhet i datamaterialet (Backman & Harris, 1999, p. 172). En styrke ved denne studien var at begge pasientene hadde hyppige målinger gjennom alle fasene med 18 målinger hos pasient A og 17 målinger hos pasient B.

K. J. Ottenbacher and Zhan (2001, p. 2) trekker frem hvordan benyttelse av en SSED, der man velger en A-B-A struktur, medfører en kritisk vurdering av etiske aspekter. Ved å innføre en behandling som man deretter tar vekk for å vurdere effekten behandlingen har gitt, kan det medføre at pasienten settes i en lite ønskelig tilstand. For eksempel; innføring av en intervensjon reduserer pasientens symptomer og promotere forbedring av tilstand, og dersom man stanser intervensjonen bidrar det til en forverring av tilstanden (K. J. Ottenbacher & Zhan, 2001, p. 2). I denne studien ble det valgt å benytte en variant av et A1-B1-A2 design der det ble påført en ytterligere A-fase (A3) som skulle gjennomføres fire uker etter A2.

Pasientene ble bedt om å ikke delta på annen fysioterapibehandling mellom fase A2 og A3, men det ble ikke stilt krav om at pasientene måtte avstå fra hjemmetreningsprogrammet som ble utdelt fra fysioterapeuten under intervensjonsfasen. Samtidig som dette muliggjorde at man fikk se om intervensjonen ga noen grad av langvarig virkning på funksjonene som ble målt hos pasientene medførte det også flere utfordringer. Begrunnelsen for at det ikke ble stilt krav om at pasientene skulle avstå fra all form for trening mellom fase A2 og A3 var at det kunne medført at man hadde stilt uhensiktsmessige store krav til pasientene i denne studien. Man vet at trening er «ferskvare» (Dahl & Rinvik, 2010, p. 253) og at dersom pasienter med nevrologiske lidelser fratras muligheten til aktivitet og trening over uker eller måneder kan det ha en negativ innvirkning på funksjonsevnen til pasientene (Shumway-Cook & Wollacott, 2012, p. 101). Det kan derfor tenkes at man på mange måter frarøver pasientene en mulighet til å fortsette utviklingen av en eventuell funksjonsforbedring etter oppfølgingsfase A2.

På bakgrunn av denne studiens design og problemstilling kan man videre stille seg spørsmål om det i det hele tatt er gjennomførbart å stille et krav om at pasientene skal avstå fra all trening i deler av studien. En vesentlig del av studiens intervensjon omhandlet funksjonell trening som var individuelt tilpasset pasientene, og en fysioterapeut som jobber med pasienter med MS vil ta sikte på optimalisering av ytelse i dagligdagse aktiviteter og ferdigheter, forbedring av funksjonsevne og reduksjon av ytterligere funksjonssvikt (Carr & Shepherd, 2011, p. 342). I tillegg vil behandlingen ofte ta sikte på å skape en overføringsverdi fra behandlingssituasjonen til dagligdagse aktiviteter (Gjelsvik, 2008, p. 68). Dersom pasientene hadde opplevd en forbedring av sin funksjon gjennom intervensjonen kan det tenkes at de hadde overført dette til dagligdagse aktiviteter og «trent» ferdighetene selv om at de ikke hadde trent hos en fysioterapeut eller med et hjemmetreningsprogram.

For å motvirke de overnevnte utfordringene som oppstod ved å bruke en A-B-A-A struktur i denne studien kunne det vært interessant å gjennomført studien med en annen struktur; for eksempel en A-B-A-B struktur. Denne varianten representerer, i likhet med A-B-A, et sterkere design enn en A-B variant (K. J. Ottenbacher & Zhan, 2001, p. 2). Ved å repetere strukturen på designet slik at pasientens utvikling under intervensjonsfasen blir målt om igjen styrker man studiens validitet (K. J. Ottenbacher & Zhan, 2001, p. 2). Gonnella (1989, p. 605) trekker fram at studiens interne validitet øker betydelig dersom det observeres endringer i pasientens funksjon som når intervensjonen tilføres, blir trukket tilbake, og når intervensjonen innføres igjen. Med hver påfølgende endring i mønsteret på datamaterialet reduseres muligheten for at tilfeldige effekter er årsaken til endringene i pasientens tilstand.

En svakhet ved et slikt design kan være at man ikke får et tydelig bilde på om intervensjonen har en vedvarende effekt på pasientens funksjon, slik man i større grad får av å ha en ekstra oppfølgingsfase (A3). Det kan tenkes at en av årsakene til å endre struktur på designet ville vært å sett om intervensjonen kunne gitt ytterligere forbedring av score. Samtidig kunne dette medført at pasientene kunne nådd en eventuell takeffekt på testene. Hos pasient B i denne studien var det en forbedring av score fra 11 poeng til 19 poeng i MBT (maks poeng mulig er 28), dersom det hadde blitt innført en ekstra intervensjonsfase kunne det vært en fare for at pasienten hadde oppnådd takeffekt på testen.

5.3.1.3 Analyse av datamaterialet i SSED

I denne studien har analysen av datamaterialet blitt gjort gjennom visuell analyse av grafiske data. Tolkningen av datamaterialet i «single subject research studies» har tradisjonelt vært basert på grafisk presentasjon og visuell analyse (Bobrovitz & Ottenbacher, 1998, p. 95; K. J. Ottenbacher & Zhan, 2001, p. 4; Wolery & Harris, 1982, p. 446). Visuell analyse involverer tolking av nivået, trenden og variabiliteten i resultatene under baseline- og intervensjonstiden (Horner et al., 2005, p. 171). Sammenlignet med statistisk analyse vektlegger visuell analyse klinisk signifikans framfor statistisk signifikans, og visuell analyse har vært den mest brukte og aksepterte metoden for analyse av datamaterialet i «single subject designs» (K. J. Ottenbacher & Zhan, 2001, p. 4). K. J. Ottenbacher (1986, p. 468) framhever visuell analyse som en dynamisk prosess der grafiske data tillater terapeuten systematisk evaluering over pasientens utvikling over tid. Videre trekker artikkelforfatteren fram at denne typen analyse er enkel å forstå og at det skaper en motivasjon for å undersøke selve prosessen i tillegg til sluttresultatet.

Selv om at man ser flere fordeler ved å benytte visuell analyse, har studier indikert at visuell analyse av grafiske data har lav interrater reliabilitet (DeProspero & Cohen, 1979, p. 578; Harbst et al., 1991, p. 112; K. J. Ottenbacher, 1986, p. 468). Bobrovitz og Ottenbacher (1998, p. 95) påpeker at en velkjent kritikk av visuell analyse er at prosessen avhenger av en subjektiv bedømming av grafiske data og at dette kan medføre inkonsekvente resultater. Visuell analyse av data kan anses som et godt utgangspunkt. Men dersom ikke datamønsteret er svært tydelig, med et tilstrekkelig antall av observasjoner og stabile baseline-data, bør andre metoder benyttes (Harbst et al., 1991, p. 108). En styrke ved min studie er at alle måleinstrumentene utenom FRT viser stabile baselinemålinger, noe som kan indikere at visuell analyse av datamaterialet er et fornuftig valg å benytte i denne studien. Kritikken som har blitt rettet mot bruken av visuell analyse har medført at flere har argumentert for å supplere visuell analyse med statistisk analyse (Evans, Gast, Perdices, & Manolov, 2014, p. 308; Nourbakhsh & Ottenbacher, 1994, p. 775; Wolery & Harris, 1982, p. 445).

5.3.2 Utvalg og rekrutteringsprosess

Styrker ved utvalget i studien var at begge pasientene hadde funksjonsnivåer som unngikk både tak- og bunneffekt i testene. Pasientene hadde i tillegg en stabil primær progressiv MS, noe som gjorde at de kunne gjennomføre alle målingene og behandlingene i de ulike fasene (pasient B manglet kun en måling i intervensjonsfasen). En annen styrke ved utvalget til studien var at de tre pasientene som innfridde kriteriene for deltakelse, men som ikke ble trukket ut til å delta sa seg villige til å stå på en venteliste til studien. Dette bidro til å redusere risikoen for at studien ikke kunne bli gjennomført dersom en eller begge pasientene hadde trukket seg fra studien.

En svakhet ved utvalget i studien kom som en følge av at kriteriene for deltakelse i studien hadde et bredt omslagsfelt og var lite spesifikke i forhold til studiens problemstilling. Til tross for at pasientene hadde relativt like beskrivelser av sine funksjonsproblemer i anamnesen konkluderte fysioterapeuten med at det var forskjellige årsaker til funksjonsproblemene hos pasientene. Hos pasient A anslo fysioterapeuten at den nedsatte muskelstyrken og stabiliteten i venstre hoft, kne og ankel var mest utslagsgivende, mens hos pasient B var det hypersensitiviteten i høyre fot kombinert med den nedsatte muskelstyrken og stabiliteten i høyre hoft og ankel. Sett i lys av studiens problemstilling og intervensjon, der

somatosensorisk stimulering av fot ble viet mye oppmerksomhet, kan det tenkes at pasient B hadde funksjonsnedsettelse som passet intervensjonstilnærmingen bedre enn pasient A. Det burde derfor vært mer spesifikke kriterier for deltakelse i studien. En løsning på dette kunne vært å benytte et inklusjonskriterie som vært hadde omfavnet problemstillingen i større grad; For eksempel «Balansevansker eller sensibilitetsforstyrrelser relatert til ankel eller fot».

Bakgrunnen til at kriteriene for deltakelse ikke var mer spesifikke kom fra tankegangen om at innsnevring av kriteriene ville medføre vanskeligheter med å rekruttere nok pasienter til studien. Men siden det var syv deltakere som i utgangspunktet meldte seg på studien hvorav fem av disse innfridde kriteriene for deltakelse, kan det tenkes at det ikke hadde vært noe problem å rekruttert nok antall pasienter. I tillegg ble informasjon om studien kun publisert på Sandefjord MS-forening sine nettsider, dersom informasjonen hadde blitt spredt i større grad omkring Vestfold og Sandefjord er det sannsynlig at flere pasienter hadde tatt interesse og meldt seg på. Siden man vet at balanse- og sensibilitetsforstyrrelser rammer svært mange pasienter med MS (Carr & Shepherd, 2011, p. 339; Frzovic et al., 2000, p. 220; Soyuer et al., 2006, p. 561) hadde det vært sannsynlig at man kunne rekruttert nok deltakere til denne studien selv om kriteriene hadde vært mer spesifikke.

En styrke i rekrutteringsprosessen var at i den delen av rekrutteringen hvor det skulle avgjøres hvilke pasienter som innfridde inklusjons- og eksklusjonskriteriene ble dette avgjort gjennom kommunikasjon mellom prosjektleder og de påmeldte via telefon eller e-post. Dette muliggjorde at prosjektleder kunne verifisere i større grad om pasientene oppfylte kriteriene for deltakelse enn hvis pasientene kun sendte inn samtykkeskjema. Siden denne kommunikasjonen kun var verbal kan det tenkes at pasientene hadde for stort ansvar i det å vurdere sine egne funksjonsproblemer og at dette var en svakhet i rekrutteringsprosessen. Men da inklusjonskriteriene omfavnet et bredt spekter bidro det til at det var det mindre krevende for pasientene å bedømme selv om de oppfylte kriteriene eller ikke.

5.3.3 Målingene

I denne studien var det flere styrker i forhold målingene; Det var like testforhold fra gang til gang (pasientene var barbent, hadde likt treningstøy og testene ble utført i lik rekkefølge). Gjennom hele studien ble de samme testlokalene brukt. Ingen av pasientene var utilgjengelige gjennom studiens varighet (pasient B manglet en måling i intervensjonsfasen) og det var små

variasjoner i forhold til hvilke dager og tidspunkt målingene ble gjennomført. Testene krevde minimalt med utstyr og personell, i tillegg hadde samtlige tester testprotokoller som ble fulgt ved hver måling. Testene var raske å gjennomføre (omtrent 30 minutter) og de så ikke ut til å trette ut pasientene. En annen styrke ved målingene var at oppfølgingsfase A3 ble utført fire uker etter oppfølgingsfase A2. Dette bidro til å se utviklingen til pasientene over en relativt lang periode.

En svakhet ved målingene i studien er at det var prosjektlederen som fungerte som testansvarlig ved alle målingene. Dette var en kilde for skjevhet i scoringen av testene, spesielt ved enkelte av deltestene i MBT. Som nevnt tidligere var det utfordringer ved gjennomføring av deltest 4, 5 og 6 (under kategori «Reaktiv postural kontroll») både for pasienten og for testerene. Til tross for disse utfordringene viste resultatene i denne kategorien en forbedring av score hos begge pasientene. Denne forbedringen kan være et resultat av at pasientene hadde en læringseffekt av testen; De ble muligens tryggere i sin rolle fordi de fikk mer tiltro til at den testansvarlige skulle ta dem imot om de ikke greide å gjenopprette balansen. Det kan tenkes at det samtidig pågikk en parallell prosess der testansvarlig ble flinkere til å tilpasse støtten og mottrykket individuelt til pasientene. Læringseffekten som pasientene hadde kombinert med at testansvarlig ble flinkere i sin rolle var sannsynligvis en større årsak til forbedringen av score enn det utviklingen av pasienten evne til å gjenopprette balansen på egenhånd var.

Deltestene under kategorien «Dynamisk gange» i MBT ble også påvirket av at det kun var prosjektlederen som var testansvarlig. Selv om at disse deltestene har nokså tydelige retningslinjer i forhold til hvilken score pasientene oppnår krever det uansett en subjektiv bedømming av bevegelseskvaliteten. Ved deltest 11 i denne kategorien får pasienten 2 poeng dersom testet utføres med god balanse og uten endring av ganghastighet. For å få 1 poeng utføres oppgaven med reduksjon av ganghastighet. Både pasient A og pasient B hadde kompensatoriske gangmønstre og nedsatt ganghastighet som utfordringer i utgangspunktet. Dette medførte vanskeligheter med å skjelne enkelte nyanser ved gangkvaliteten, spesielt små endringer i ganghastigheten. En annen utfordring ved gjennomføringen av disse deltestene var at testlokalene tillot kun ca. 10 meter gange før pasientene måtte stopp og snu. Siden testprotokollen i deltest 10 og 11 krever at pasienten skal få en kommando hvert 3-5 skritt etter at pasienten har oppnådd normal hastighet var det vanskelig å gi mer enn 2 kommandoer

før stans. Pasientene fikk muligens en læringseffekt av disse deltestene siden de kunne bedømme på forhånd når de omtrentlig kom til å få en kommando.

Til tross for at selve gjennomføringen av TUG foregikk uten vanskeligheter kan man diskutere hvorfor det ble valgt å ta med TUG i målingene når en variant av denne testen er siste deltest (14) i MBT. Testprotokollene er noe ulik for deltest 14 i MBT og TUG (se vedlegg «testprotokoll for Mini-BESTest» og «testprotokoll for TUG»), både i forhold til hvilken instruksjon man skal følge når man forklarer pasienten testen og med henhold til antall ganger testen gjennomføres. Og siden TUG er et reliabelt måleverktøy for vurdering av bevegelsesevne og balanse hos MS-pasienter med nedsatt funksjonsevne (Learmonth et al., 2012, p. 74) ble det bestemt å ta med begge testene. En svakhet ved å velge begge testene kom fra rekkefølgen testene ble gjennomført i. TUG ble ved hver måling utført rett etter MBT og siste deltest i MBT. Dette førte til at pasientene utførte TUG rett etter å ha gjennomført to forsøk av denne testen i siste deltest av MBT. Dette kunne muligens påvirket resultatet på TUG som følge av at pasientene kunne vært slitne etter de to første forsøkene, men siden testene ble gjennomført i lik rekkefølge hver gang ble forholdene uansett like. Det kan også tenkes at siden pasientene fikk gjennomføre testen fire ganger etter hverandre førte dette til at pasientene fikk en læringseffekt av testen.

Gjennomføringen av FRT denne i studien medførte, som tidligere nevnt, utfordringer som omhandlet testerens ivaretagelsen av pasientens sikkerhet samtidig som testeren skulle registrere resultatet. Lignende utfordringer ved gjennomføring av FRT ble belyst i en studie utført av Lin, Chen, Tang og Wang (2012, p. 513). Artikkelforfatterne trekker her fram at gjennomføringen av FRT kan by på vanskeligheter, særlig for individer med nedsatt balanse. Vedkommende som måler pasienten må opprettholde pasientens sikkerhet samtidig som resultatet registreres, i tillegg kan det hos enkelte pasienter være vanskeligheter med å holde armen rolig lenge nok til at måleren registrerer resultatet. I denne studien var disse utfordringene bidragsytende til at begge pasientene hadde store variasjoner i målingene. Siden man ikke så disse variasjonene på de andre testene hverken på samme målingsdager eller underveis i fasene understøtter det argumentasjonen om at målingene fra FRT i denne studien hadde liten relevans for pasientens funksjonsendringer.

I ettertid kan det tenkes at dersom det hadde vært en ekstra person tilstede under denne testen ville vedkommende kunne ivareta pasientens sikkerhet slik at personen som registrerte

resultatet kunne fokusert kun på det. Da kunne muligens målingene hatt mindre grad av variasjon gjennom fasene i studien. En annen måte å løse dette problemet på kunne vært å filme testen slik at resultatet kunne blitt registrert på film, da kunne prosjektleder ivarett pasientens sikkerhet uten å tenke på å manuelt registrere resultatet.

Thomas og Lane (2005, p. 1638) stiller seg usikker til ved å bruke FRT for å måle balanse siden testen påvirkes mer av evnen til fleksjon i trunkus enn den påvirkes av forflytning av tyngdepunktet. Jonsson, Henriksson og Hirschfeld (2003, p. 29) så i sin studie at evnen til å forflytte COP utover stabilitetsgrensene i anterior retning påvirket resultatene i FRT betydelig mindre enn det andre faktorer gjorde, som for eksempel graden av fleksibilitet i trunkus. Det kan tenkes at siden det rettes kritikk mot sensitiviteten til FRT i forhold måling av balanse kunne det vært relevant å trukket inn enda en test som hadde testen evnen til forflytning av COP i medio-lateral og posterior retning. Dette kunne for eksempel vært «Lateral Reach Test» (Brauer, Burns, & Galley, 1999) eller «Multi-Directional Reach Test» (Newton, 2001; Shumway-Cook & Wollacott, 2012). Ved å trekke inn disse testene i studien kunne man fått et mer helhetlig bilde av pasientens evne til å utfordre stabilitetsgrensene i flere plan. Det belyses at FRT alene ikke kan brukes for å vurdere en persons dynamiske balanse (Wernick-Robinson, Krebs, & Giorgetti, 1999, p. 268).

Dersom FRT skal benyttes som en balansetest bør en trekke inn hvordan kompensatoriske mekanismer for nedsatt fleksibilitet og styrke kan påvirke resultatet av testen (Jonsson et al., 2003, p. 30). I denne studien ble det ikke registrert hvilke strategier eller kompensatoriske mekanismer pasientene benyttet når de gjennomførte FRT. En uunnværlig komponent i forhold til kartlegging av postural kontroll er evalueringen av hvilke bevegelsesstrategier som benyttes for å løse den gitte funksjonelle oppgaven (Wernick-Robinson et al., 1999, p. 268). Som følge av at pasientene kan bruke ulike strategier for å utføre FRT kan det derfor være gunstig å trekke dette med i vurderingen av testen da dette kan bidra i kartleggingen av pasientenes funksjon og i planleggingen av videre tiltak (Wernick-Robinson et al., 1999, p. 262). Da pasientene i denne studien hadde liten grad av signifikant endring, men fremdeles ustabile målinger på denne testen underveis i de ulike fasene, kan det tenkes at dersom man hadde trukket med eventuelle endringer i bevegelsesstrategi kunne man fått mer nyanserte svar fra testen.

For å kartlegge ganghastighet hos pasientene i denne studien ble det benyttet 10MWT med dynamisk start. Det er liten konsensus angående den optimale testprosedyren (gangdistanse, hvilken instruert hastighet og startprotokoll) som bør benyttes ved måling av ganghastighet (Graham, Ostir, Kuo, Fisher, & Ottenbacher, 2008, p. 2). Dette kan stamme fra det er usikkerhet om disse tilsynelatende subtile forskjellene ved metodologien i gangtester og om dette innebærer klinisk meningsfull informasjon (Salbach et al., 2001, p. 1204). Det ble valgt dynamisk start fordi resultatet fra ganghastigheten til pasientene ikke skulle bli påvirket av eventuelle startvansker ved gange, og dermed gi et mer reelt bilde på ganghastigheten. Ved test av ganghastighet over korte distanser viser en testprotokoll med dynamisk start høyere gjennomsnittshastighet sammenlignet med statisk start (Graham et al., 2008). Gijbels et al. (2012, p. 369) så i sin studie at pasienter med MS som hadde mild til moderat funksjonssvikt økte ganghastigheten i stor grad ved dynamisk start sammenlignet med statisk start og at det kunne tenkes at en dynamisk start kunne gi et mer reelt tall på ganghastigheten.

En svakhet ved å bruke dynamisk start i denne studien oppstod som følge av utfordringer i relatert til den praktiske gjennomføringen av testen. Det ble stilt større krav til størrelse på lokalene siden det måtte være plass til akselerering og deselerering før og etter avstanden som skulle måles. Ved bruk av dynamisk start bør avstandene ideelt sett være 5 meter akselerasjon, 10 meter gange og 5 meter deselerasjon (Fritz & Lusardi, 2009, p. 3). Da den lengste mulige avstanden i testlokalet i studien var omtrent 12 meter krevde dette tilpasninger og det ble derfor bestemt å bruke 2 meter akselerasjon, 5 meter målt gang og 2 meter deselerasjon (se vedlegg «Testprotokoll 10MWT»). Fritz og Lusardi (2009, p. 3) trekker fram at dersom lokalene hvor testen gjennomføres ikke har tilstrekkelige avstander til å gjennomføre de ideelle avstandene kan man benytte kortere avstander, slik som 2-3 meter akselerasjon, 5-6 meter gange og 2-3 meter deselerasjon. I denne studien ble testen gjennomført ved at pasienten fikk 2 meter akselerasjon, 6 meter gange (avstanden som ble målt) og 2 meter deselerasjon.

Siden det ble valgt å måle ganghastigheten over en distanse på kun 6 meter medførte det vanskeligheter med å registrere klinisk relevante endringer hos pasientene i denne studien. Bethoux og Bennet (2011, p. 8) påpeker at hos MS-pasienter med en mild grad av funksjonsnedsettelse er korte gangtester som T25FWR (7,62 meter) lite sensitive for å oppdage endringer. Siden begge pasientene i denne studien hadde en funksjonsgrad som tilsvarer omkring en EDSS score (Kurtzke, 1983) på 5.0 – 7.0 (se «vedlegg EDSS») var

sannsynligvis avstanden som ganghastigheten ble målt over for kort og lite sensitiv til endringer. Siden testen ble målt med manuell bruk av stoppeklokke vil testerens eventuelle skjevheter i start og stopp av stoppeklokken kunne påvirket resultatet i stor grad når den målte avstanden var kun seks meter.

En svakhet ved valg av måleinstrumenter i denne studien er at det er ingen måleinstrumenter som sier noe om hvordan pasientene selv opplevde at intervensjonen påvirket dem. Siden TUG og MBT viste signifikante endringer hos begge pasientene hadde det vært interessant å hatt et eller flere måleinstrument som kunne sagt noe om pasientenes egne opplevelser av endring, både på funksjonsnivå og i forhold til livskvalitet. Dette kunne for eksempel vært selvrapporteringskjema som; «Multiple Sclerosis Impact Scale» (Hobart, Lamping, Fitzpatrick, Riazi, & Thompson, 2001), «Short Form 36 Health Survey» (Freeman, Langdon, Hobart, & Thompson, 1996) eller «Patient Global Impression of Change» (Farrar, Young, LaMoreaux, Werth, & Poole, 2001).

5.3.4 Intervensjonen

Med det varierende sykdomsbildet som pasienter med MS representerer (Compston & Coles, 2008, p. 1502) kan det tenkes at det er vanskelig å utføre en type standardisert behandling som favner alle funksjonsnedsettelsene til pasientene. I denne studien ble intervensjonen gjennomført av en og samme fysioterapeut, med lang erfaring og spesialisering innenfor nevrologisk fysioterapi. Fysioterapeuten gjorde en individuell undersøkelse av pasientene og tilpasset sine tiltak kontinuerlig gjennom intervensjonsfasen basert på pasientens dagsform og eventuell funksjonsendringer. Kompetansen til fysioterapeuten muliggjorde til at behandlingene kunne tilpasses individuelt i tråd med studiens retningslinjer.

At det kun én fysioterapeut som gjennomførte intervensjonen kan anses som både en styrke og en svakhet i denne studien. Styrken ved det er at fysioterapeutens grad kunnskap og erfaring bidro til at behandlingene av begge pasientene hadde høy kvalitet og ble nokså like. Det var også praktisk enklere å rekruttere én fysioterapeut versus flere fysioterapeuter. Svakheten ved det å bruke samme fysioterapeut er at dette leder til en diskusjon der spørsmålet er om studien har testen effekten av en intervensjon eller om studien egentlig har testet én bestemt terapeuts evne til å utføre denne intervensjonen. Det er derfor vanskelig å si noe om hvordan resultatene fra denne studien hadde vært dersom det hadde vært ulike

fysioterapeuter for pasientene. Videre kan det være en risiko ved gjennomføringen av studien at intervensjonen er avhengig av én fysioterapeut. Hvis fysioterapeuten hadde blitt syk eller av ulike grunner ikke kunne gjennomført intervensjonen hadde det vært vanskelig å skaffe en ny fysioterapeut på kort tid.

Siden intervensjonen grovt sett var delt inn i to deler krevde det at fysioterapeuten måtte følge retningslinjer i forhold til hvordan dette skulle gjennomføres. Men siden pasientenes kriterier for deltakelse til studien hadde et nokså stort omslagsfelt, måtte disse retningslinjene ikke bli for rigide og forhåndsstyrte. I fysioterapeutens undersøkelse ble det belyst at pasientene hadde ulike problemer som var årsak til funksjonsnedsettelsene deres. Dersom det da hadde vært fastlåste føringer for hvordan intervensjonen skulle utføres kunne det betydd at pasientene ikke hadde fått tiltak rettet mot det som var funksjonsproblemene deres. Det var derfor en styrke ved intervensjonen at prosjektleder og fysioterapeuten hadde samtaler før igangsettelse av intervensjonen om hva denne skulle inneholde og hvordan den skulle gjennomføres (se kapittel 3.5 «Intervensjon»). En svakhet ved en slik individualisering av intervensjonen er at det er vanskelig å reprodusere studien for å vurdere effekten på andre pasienter.

En utfordring som oppstår når man kartlegger effekten av en intervensjon i en SSED er å vurdere om det er andre grunner enn intervensjonen som har medført endring hos pasienten (Cozby, 2001, p. 185). Som en del av intervensjonen fikk begge pasientene utdelt hjemmetreningsprogram som de skulle gjennomføre i tillegg til den individuelle behandlingen de fikk hos fysioterapeuten. Å inkludere individuell behandling og hjemmetrening bringer med seg både styrker og svakheter for denne studien. Styrkene ved dette kretser blant annet om at hjemmetreningen tilbyr intervensjonen en ny dimensjon som kan bidra til å skape ytterligere endringer hos pasientene. Det bidrar også til å skape likheter med den kliniske hverdagen fysioterapeuter arbeider i, siden utdeling av hjemmetreningsprogram til pasienter er vanlig. Svakheter ved å tilby både individuell behandling i tillegg til hjemmetrening er at det kan medføre vanskeligheter med å fastslå hva som har gitt effekt ved en eventuell endring av pasientenes funksjon. Selv om at pasientene følger et hjemmetreningsprogram, foregår under denne treningen under mindre kontrollerte forhold enn det individuell behandling gjør og det kan derfor være vanskelig å bedømme hva pasienten har gjort eller ikke.

I denne studien er den overnevnte utfordringen spesielt tydelig når man diskuterer hva som er årsaken til at begge pasientene opprettholdte den signifikante forbedringen av score mellom

fase A2 og A3 på MBT og TUG. Som tidligere nevnt ble det ikke stilt krav om at pasientene skulle avstå fra egentreningen mellom disse fasene, Da blir det naturlig å diskutere om årsaken stammer fra en vedvarende behandlingseffekt fra intervensjonsfasen eller om det er hjemmetreningen som opprettholder denne effekten. Men siden pasient A oppga at han ikke greide å gjennomføre egentreningen regelmessig gjennom studien, mens pasient B gjennomførte egentreningen daglig kunne man muligens forventet at pasient A hadde hatt et fall i score i fasene etter intervensjonen. At dette ikke skjedde kan peke mot at det nettopp var en vedvarende effekt fra intervensjonen som opprettholdte scoren mellom fase A2 til A3.

Et vesentlig aspekt ved intervensjonen er at den settes inn i en helhetlig behandlingssituasjon der man som fysioterapeut streber etter å gjøre pasienten til en aktiv deltaker i behandlingen og tilrettelegge oppgaver og omgivelser som tillater dette (Carr & Shepherd, 2011, p. 35; Raine et al., 2009, p. 184).

6. Konklusjon

Denne studien har undersøkt om individualisert fysioterapibehandling med vekt på somatosensorisk stimulering av fot kan forbedre balanse og ganghastighet hos pasienter med MS. To pasienter med primær progressiv MS deltok i studien. Studien benyttet et SSED design der pasientene ble testet hyppig før, under og etter intervensjonen. I intervensjonen fikk pasientene 18 behandlinger fordelt utover 6 uker. Behandlingene ble utført av en spesialist i nevrologisk fysioterapi, og bestod av en kombinasjon av somatosensorisk stimulering av fot og funksjonell trening i vektbærende stillinger.

Resultatene fra denne studien indikerer at individualisert fysioterapibehandling med vekt på somatosensorisk stimulering av fot har forbedret balansen, men ikke ganghastigheten til begge pasientene. Begge pasientene hadde signifikant forbedring av resultat på TUG og MBT, og begge hadde vedvarende signifikante forbedringer i oppfølgingsfase A2 og A3. Ingen av pasientene hadde signifikante endringer ved 10MWT eller FRT. Det er viktig å nevne at resultatene kan ha blitt påvirket av svakheter i studiens metode og svakheter i gjennomføringen av studien. Det er også viktig å understreke at resultatene fra studien ikke kan generaliseres og overføres til en større populasjon av pasienter med MS. For å kunne konkludere ytterligere med intervensjonens effekt, må problemstillingen utforskes i større studier og randomiserte kontrollerte forsøk.

6.1 Implikasjoner for praksis og videre forskning

Det er lite evidens som peker på hvilken behandlingstilnærming og hvilke tiltak som er mest hensiktsmessige å velge i rehabiliteringen av pasienter med MS som har problemer med balanse og gangfunksjon. Det er derfor et behov for studier som undersøker ulike aspekter av dette feltet. I denne studien ble det undersøkt om individualisert fysioterapi med vekt på somatosensorisk stimulering av fot kan forbedre balanse og ganghastighet hos pasienter med MS. Selv om at resultatene fra denne studien indikerer at intervensjonen kan forbedre balanse hos pasienter med MS, er det viktig å understreke at resultatene har tydelige begrensinger. Som følge av at det kun var to pasienter i denne studiene medfører det at resultatene ikke kan generaliseres og overføres til en større populasjon av pasienter med MS. Selv om en SSED kan vise til objektive funn i resultatene, behøver designet ikke nødvendigvis demonstrere sterk evidens i forhold til rehabiliteringsintervensjoner. Dette kommer av designet mangler kontrollerte sammenligninger mellom intervensjonsdeltakere og kontrolldeltakere (Backman & Harris, 1999, p. 171) Til tross for dette kan det tenkes at resultatene fra studien har bidratt

til å utvikle kunnskapsgrunnlaget omkring hvilke tiltak fysioterapeuter kan benytte i møte med pasienter med MS som har nedsatt balanse og gangfunksjon.

Resultatene implikasjoner for praksis blir påvirket naturligvis av de overnevnte begrensningene, men det kan tenkes at fysioterapeuter kan dra nytte av å integrere somatosensorisk stimulering av fot inn i behandlingen av pasienter med MS som har nedsatt balanse. For videre forskning kunne det vært spennende å utforsket studiets problemstilling i større studieskalaer med høyere grad av generaliserbarhet av resultatene, som ved randomiserte kontrollerte forsøk.

8. Litteraturliste

- Albert, M., Antel, J., Bruck, W., & Stadelmann, C. (2007). Extensive cortical remyelination in patients with chronic multiple sclerosis. *Brain Pathology*, *17*(2), 129-138.
doi:10.1111/j.1750-3639.2006.00043.x
- Arvidsson, A., Collin, T., Kirik, D., Kokaia, Z., & Lindvall, O. (2002). Neuronal replacement from endogenous precursors in the adult brain after stroke. *Nat Med*, *8*(9), 963-970.
doi:10.1038/nm747
- Backman, C. L., & Harris, S. R. (1999). Case studies, single-subject research, and N of 1 randomized trials: comparisons and contrasts. *American Journal of Physical Medicine and Rehabilitation*, *78*(2), 170-176. doi:10.1097/00002060-199903000-00022
- Barkhof, F. (2002). The clinico-radiological paradox in multiple sclerosis revisited. *Curr Opin Neurol*, *15*(3), 239-245. doi:10.1097/00019052-200206000-00003
- Beer, S., Khan, F., & Kesselring, J. (2012). Rehabilitation interventions in multiple sclerosis: an overview. *Journal of Neurology*, *259*(9), 1994-2008. doi:10.1007/s00415-012-6577-4
- Benedetti, M. G., Piperno, R., Simoncini, L., Bonato, P., Tonini, A., & Giannini, S. (1999). Gait abnormalities in minimally impaired multiple sclerosis patients. *Multiple Sclerosis*, *5*(5), 363-368. doi:10.1177/135245859900500510
- Bethoux, F., & Bennett, S. (2011). Evaluating Walking in Patients with Multiple Sclerosis: Which Assessment Tools Are Useful in Clinical Practice? *International Journal of MS Care*, *13*(1), 4-14. doi:10.7224/1537-2073-13.1.4
- Bobrovitz, C. D., & Ottenbacher, K. J. (1998). Comparison of visual inspection and statistical analysis of single-subject data in rehabilitation research. *American Journal of Physical Medicine & Rehabilitation*, *77*(2), 94-102.
- Bohannon, R. W. (1997). Comfortable and maximum walking speed of adults aged 20-79 years: reference values and determinants. *Age Ageing*, *26*(1), 15-19.
doi:10.1093/ageing/26.1.15
- Brauer, S., Burns, Y., & Galley, P. (1999). Lateral reach: a clinical measure of medio-lateral postural stability. *Physiotherapy Research International*, *4*(2), 81-88.
doi:10.1002/pri.155
- Brodal, P. (2009). *Sentralnervesystemet* (4 ed.). Oslo: Universitetsforlaget.

- Buchner, D. M., Larson, E. B., Wagner, E. H., Koepsell, T. D., & de Lateur, B. J. (1996). Evidence for a non-linear relationship between leg strength and gait speed. *Age Ageing*, 25(5), 386-391. doi:10.1093/ageing/25.5.386
- Byiers, B. J., Reichle, J., & Symons, F. J. (2012). Single-Subject Experimental Design for Evidence-Based Practice. *American journal of speech-language pathology / American Speech-Language-Hearing Association*, 21(4), 397-414. doi:10.1044/1058-0360(2012/11-0036)
- Cameron, M. H., Horak, F. B., Herndon, R. R., & Bourdette, D. (2008). Imbalance in multiple sclerosis: a result of slowed spinal somatosensory conduction. *Somatosensory and Motor Research*, 25(2), 113-122. doi:10.1080/08990220802131127
- Cameron, M. H., & Lord, S. (2010). Postural control in multiple sclerosis: implications for fall prevention. *Curr Neurol Neurosci Rep*, 10(5), 407-412. doi:10.1007/s11910-010-0128-0
- Campbell, J. A. (1992). Single-subject designs for treatment planning and evaluation. *Administration and Policy in Mental Health and Mental Health Services Research*, 19(5), 335-343. doi:10.1007/bf00707139
- Carr, J. H., & Shepherd, R. B. (2011). *Neurological Rehabilitation: Optimizing Motor Performance* (2 ed.): Churchill Livingstone, an imprint of Elsevier Limited.
- Cattaneo, D., & Jonsdottir, J. (2008). Sensory impairments in quiet standing in subjects with multiple sclerosis. *Multiple Sclerosis*. doi:10.1177/1352458508096874
- Cattaneo, D., Jonsdottir, J., Zocchi, M., & Regola, A. (2007). Effects of balance exercises on people with multiple sclerosis: a pilot study. *Clinical Rehabilitation*, 21(9), 771-781. doi:10.1177/0269215507077602
- Cattaneo, D., Regola, A., & Meotti, M. (2006). Validity of six balance disorders scales in persons with multiple sclerosis. *Disability and Rehabilitation*, 28(12), 789-795. doi:10.1080/09638280500404289
- Cesari, M., Kritchevsky, S. B., Penninx, B. W., Nicklas, B. J., Simonsick, E. M., Newman, A. B., . . . Pahor, M. (2005). Prognostic value of usual gait speed in well-functioning older people--results from the Health, Aging and Body Composition Study. *Journal of the American Geriatric Society*, 53(10), 1675-1680. doi:10.1111/j.1532-5415.2005.53501.x
- Citaker, S., Gunduz, A. G., Guclu, M. B., Nazliel, B., Irkec, C., & Kaya, D. (2011). Relationship between foot sensation and standing balance in patients with multiple sclerosis. *Gait Posture*, 34(2), 275-278. doi:10.1016/j.gaitpost.2011.05.015

- Compston, A., & Coles, A. (2008). Multiple sclerosis. *The Lancet*, 372(9648), 1502-1517.
doi:10.1016/S0140-6736(08)61620-7
- Cozby, P. C. (2001). *Methods in behavioural research* (7 ed.): Mayfield Publishing Company.
- Csapo, R., Maganaris, C. N., Seynnes, O. R., & Narici, M. V. (2010). On muscle, tendon and high heels. *J Exp Biol*, 213(Pt 15), 2582-2588. doi:10.1242/jeb.044271
- D'Antona, G., Lanfranconi, F., Pellegrino, M. A., Brocca, L., Adami, R., Rossi, R., . . . Bottinelli, R. (2006). Skeletal muscle hypertrophy and structure and function of skeletal muscle fibres in male body builders. *The Journal of Physiology*, 570(Pt 3), 611-627. doi:10.1113/jphysiol.2005.101642
- Dahl, H. A., & Rinvik, E. (2010). *Menneskets funksjonelle anatomi* (3 ed.): Cappelen Damm AS.
- Dalgas, U., Stenager, E., & Ingemann-Hansen, T. (2008). Multiple sclerosis and physical exercise: recommendations for the application of resistance-, endurance- and combined training. *Multiple Sclerosis Journal*, 14(1), 35-53.
doi:10.1177/1352458507079445
- DeProspero, A., & Cohen, S. (1979). Inconsistent visual analyses of intrasubject data. *Journal of Applied Behavior Analysis*, 12(4), 573-579. doi:10.1901/jaba.1979.12-573
- Dietrichs, E. (2007). Hjernens plastisitet : Perspektiver for rehabilitering etter hjerneslag. *Tidsskrift for den norske legeforening*, 127(9), S. 1228-1231 : ill.
- Ding, Y., Li, J., Clark, J., Diaz, F. G., & Rafols, J. A. (2003). Synaptic plasticity in thalamic nuclei enhanced by motor skill training in rat with transient middle cerebral artery occlusion. *Neurol Res*, 25(2), 189-194. doi:10.1179/016164103101201184
- Ding, Y., Li, J., Lai, Q., Azam, S., Rafols, J. A., & Diaz, F. G. (2002). Functional improvement after motor training is correlated with synaptic plasticity in rat thalamus. *Neurol Res*, 24(8), 829-836. doi:10.1179/016164102101200816
- Draganski, B., Gaser, C., Kempermann, G., Kuhn, H. G., Winkler, J., Buchel, C., & May, A. (2006). Temporal and spatial dynamics of brain structure changes during extensive learning. *The journal of neuroscience: the official journal of The Society of Neuroscience*, 26(23), 6314-6317. doi:10.1523/jneurosci.4628-05.2006
- Duncan, P. W., Studenski, S., Chandler, J., & Prescott, B. (1992). Functional reach: predictive validity in a sample of elderly male veterans. *The Journal of Gerontology*, 47(3), M93-98. doi:10.1093/geronj/47.3.M93

- Duncan, P. W., Weiner, D. K., Chandler, J., & Studenski, S. (1990). Functional reach: a new clinical measure of balance. *J Gerontol*, *45*(6), M192-197.
doi:10.1093/geronj/45.6.M192
- Döring, A., Pfueller, C. F., Paul, F., & Dörr, J. (2012). Exercise in multiple sclerosis - an integral component of disease management. *The EPMA Journal*, *3*(1), 2-2.
doi:10.1007/s13167-011-0136-4
- Edmans, J. A., & Lincoln, N. B. (1989). Treatment of visual perceptual deficits after stroke: four single case studies. *Int Disabil Stud*, *11*(1), 25-33.
doi:10.3109/02599148909166374
- Eils, E., Behrens, S., Mers, O., Thorwesten, L., Volker, K., & Rosenbaum, D. (2004). Reduced plantar sensation causes a cautious walking pattern. *Gait Posture*, *20*(1), 54-60. doi:10.1016/s0966-6362(03)00095-x
- Elbert, T., & Rockstroh, B. (2004). Reorganization of human cerebral cortex: the range of changes following use and injury. *The Neuroscientist. A review journal bringing neurobiology, neurology and psychiatry*, *10*(2), 129-141.
doi:10.1177/1073858403262111
- Evans, J. J., Gast, D. L., Perdices, M., & Manolov, R. (2014). Single case experimental designs: introduction to a special issue of Neuropsychological Rehabilitation. *Neuropsychol Rehabil*, *24*(3-4), 305-314. doi:10.1080/09602011.2014.903198
- Farrar, J. T., Young, J. P., Jr., LaMoreaux, L., Werth, J. L., & Poole, R. M. (2001). Clinical importance of changes in chronic pain intensity measured on an 11-point numerical pain rating scale. *Pain*, *94*(2), 149-158. doi:10.1016/S0304-3959(01)00349-9
- Franchignoni, F., Horak, F., Godi, M., Nardone, A., & Giordano, A. (2010). Using psychometric techniques to improve the Balance Evaluation Systems Test: the mini-BESTest. *J Rehabil Med*, *42*(4), 323-331. doi:10.2340/16501977-0537
- Freeman, J. A., Langdon, D. W., Hobart, J. C., & Thompson, A. J. (1996). Health-Related Quality of Life in People with Multiple Sclerosis Undergoing Inpatient Rehabilitation. *Neurorehabil Neural Repair*, *10*(3), 185-194. doi:10.1177/154596839601000305
- Fritz, S., & Lusardi, M. (2009). White paper: "walking speed: the sixth vital sign". *Journal of Geriatric Physical Therapy*, *32*(2), 46-49.
- Frzovic, D., Morris, M. E., & Vowels, L. (2000). Clinical tests of standing balance: performance of persons with multiple sclerosis. *Arch Phys Med Rehabil*, *81*(2), 215-221. doi:[http://dx.doi.org/10.1016/S0003-9993\(00\)90144-8](http://dx.doi.org/10.1016/S0003-9993(00)90144-8)

- Gadamer, H.-G. (2010). *Sannhet og metode: grunntrekk i en filosofisk hermeneutikk* (L.-H. Hansen, Trans.). Oslo: Pax.
- Gehlsen, G., Beekman, K., Assmann, N., Winant, D., Seidle, M., & Carter, A. (1986). Gait characteristics in multiple sclerosis: progressive changes and effects of exercise on parameters. *Arch Phys Med Rehabil*, 67(8), 536-539.
- Gerin-Lajoie, M., Richards, C. L., & McFadyen, B. J. (2006). The circumvention of obstacles during walking in different environmental contexts: a comparison between older and younger adults. *Gait Posture*, 24(3), 364-369. doi:10.1016/j.gaitpost.2005.11.001
- Gijbels, D., Dalgas, U., Romberg, A., de Groot, V., Bethoux, F., Vaney, C., . . . Feys, P. (2012). Which walking capacity tests to use in multiple sclerosis? A multicentre study providing the basis for a core set. *Multiple Sclerosis*, 18(3), 364-371. doi:10.1177/1352458511420598
- Givon, U., Zeilig, G., & Achiron, A. (2009). Gait analysis in multiple sclerosis: characterization of temporal-spatial parameters using GAITRite functional ambulation system. *Gait Posture*, 29(1), 138-142. doi:10.1016/j.gaitpost.2008.07.011
- Gjelsvik, B. E. B. (2008). *Bobath Concept in Adult Neurology*. Stuttgart, Germany: Georg Thieme Verlag.
- Gjerstad, L., Helseth, E., & Rootwelt, T. (2010). *Nevrologi og nevrokirurgi fra barn til voksen* (5 ed.). Oslo: Forlaget Vett & Viten.
- Godi, M., Franchignoni, F., Caligari, M., Giordano, A., Turcato, A. M., & Nardone, A. (2013). Comparison of reliability, validity, and responsiveness of the mini-BESTest and Berg Balance Scale in patients with balance disorders. *Physical Therapy*, 93(2), 158-167. doi:10.2522/ptj.20120171
- Gonnella, C. (1989). Single-subject experimental paradigm as a clinical decision tool. *Physical Therapy*, 69(7), 601-609.
- Graham, J. E., Ostir, G. V., Kuo, Y. F., Fisher, S. R., & Ottenbacher, K. J. (2008). Relationship between test methodology and mean velocity in timed walk tests: a review. *Arch Phys Med Rehabil*, 89(5), 865-872. doi:10.1016/j.apmr.2007.11.029
- Gruther, W., Benesch, T., Zorn, C., Paternostro-Sluga, T., Quittan, M., Fialka-Moser, V., . . . Crevenna, R. (2008). Muscle wasting in intensive care patients: ultrasound observation of the M. quadriceps femoris muscle layer. *J Rehabil Med*, 40(3), 185-189. doi:10.2340/16501977-0139
- Gunn, H., Markevics, S., Haas, B., Marsden, J., & Freeman, J. (2015). Systematic Review: The Effectiveness of Interventions to Reduce Falls and Improve Balance in Adults

- With Multiple Sclerosis. *Arch Phys Med Rehabil*, 96(10), 1898-1912.
doi:10.1016/j.apmr.2015.05.018
- Guthrie, T. C., & Nelson, D. A. (1995). Influence of temperature changes on multiple sclerosis: critical review of mechanisms and research potential. *J Neurol Sci*, 129(1), 1-8. doi:[http://dx.doi.org/10.1016/0022-510X\(94\)00248-M](http://dx.doi.org/10.1016/0022-510X(94)00248-M)
- Harbst, K. B., Ottenbacher, K. J., & Harris, S. R. (1991). Interrater reliability of therapists' judgements of graphed data. *Physical Therapy*, 71(2), 107-115.
- Harridge, S. D. (2007). Plasticity of human skeletal muscle: gene expression to in vivo function. *Exp Physiol*, 92(5), 783-797. doi:10.1113/expphysiol.2006.036525
- Heale, R., & Twycross, A. (2015). Validity and reliability in quantitative studies. *Evidence Based Nursing*. doi:10.1136/eb-2015-102129
- Helsedirektoratet. (2009). *Aktivitetshåndboken - Fysisk aktivitet i forebygging og behandling* (R. Bahr, J. Karlsson, A. Ståhle, J. Tranquist, & A. A. Aadland Eds.): Helsedirektoratet.
- Hemmett, L., Holmes, J., Barnes, M., & Russell, N. (2004). What drives quality of life in multiple sclerosis? *QJM: monthly journal of the Associations of Physicians*, 97(10), 671-676. doi:10.1093/qjmed/hch105
- Henry, S. M., Fung, J., & Horak, F. B. (1998). EMG responses to maintain stance during multidirectional surface translations. *J Neurophysiol*, 80(4), 1939-1950.
- Herman, T., Giladi, N., & Hausdorff, J. M. (2011). Properties of the 'timed up and go' test: more than meets the eye. *Gerontology*, 57(3), 203-210. doi:10.1159/000314963
- Hobart, J., Lamping, D., Fitzpatrick, R., Riazi, A., & Thompson, A. (2001). The Multiple Sclerosis Impact Scale (MSIS-29): a new patient-based outcome measure. *Brain: a journal of neurology*, 124(Pt 5), 962-973.
doi:<http://dx.doi.org/10.1093/brain/124.5.962>
- Hollman, J. H., Beckman, B. A., Brandt, R. A., Merriwether, E. N., Williams, R. T., & Nordrum, J. T. (2008). Minimum detectable change in gait velocity during acute rehabilitation following hip fracture. *Journal of Geriatric Physical Therapy*, 31(2), 53-56.
- Hood, D. A., Irrcher, I., Ljubicic, V., & Joseph, A. M. (2006). Coordination of metabolic plasticity in skeletal muscle. *J Exp Biol*, 209(Pt 12), 2265-2275.
doi:10.1242/jeb.02182
- Horak, F. B. (1997). Clinical assessment of balance disorders. *Gait Posture*, 6(1), 76-84.
doi:[http://dx.doi.org/10.1016/S0966-6362\(97\)00018-0](http://dx.doi.org/10.1016/S0966-6362(97)00018-0)

- Horak, F. B. (2006). Postural orientation and equilibrium: what do we need to know about neural control of balance to prevent falls? *Age Ageing, 35 Suppl 2*, ii7-ii11. doi:10.1093/ageing/afl077
- Horak, F. B., Wrisley, D. M., & Frank, J. (2009). The Balance Evaluation Systems Test (BESTest) to differentiate balance deficits. *Physical Therapy, 89*(5), 484-498. doi:10.2522/ptj.20080071
- Horner, R. H., Carr, E. G., Halle, J., McGee, G., Odom, S., & Wolery, M. (2005). The Use of Single-Subject Research to Identify Evidence-Based Practice in Special Education. *Exceptional Children, 71*(2), 165-179. doi:10.1177/001440290507100203
- Ilett, P., Lythgo, N., Martin, C., & Brock, K. (2015). Balance and Gait in People with Multiple Sclerosis: A Comparison with Healthy Controls and the Immediate Change after an Intervention based on the Bobath Concept. *Physiotherapy Research International. doi:10.1002/pri.1624*
- Janosky, J. E. (2005). Use of the single subject design for practice based primary care research. *Postgrad Med J, 81*(959), 549-551. doi:10.1136/pgmj.2004.031005
- Janssen, W. G., Bussmann, H. B., & Stam, H. J. (2002). Determinants of the sit-to-stand movement: a review. *Physical Therapy, 82*(9), 866-879. doi:10.1016/j.rehab.2015.04.007
- Johnston, M. V., Ishida, A., Ishida, W. N., Matsushita, H. B., Nishimura, A., & Tsuji, M. (2009). Plasticity and Injury in the Developing Brain. *Brain & development, 31*(1), 1-10. doi:10.1016/j.braindev.2008.03.014
- Jonsson, E., Henriksson, M., & Hirschfeld, H. (2003). Does the functional reach test reflect stability limits in elderly people? *J Rehabil Med, 35*(1), 26-30. doi:10.1080/16501970306099
- Karni, A., Meyer, G., Jezard, P., Adams, M. M., Turner, R., & Ungerleider, L. G. (1995). Functional MRI evidence for adult motor cortex plasticity during motor skill learning. *Nature, 377*(6545), 155-158. doi:10.1038/377155a0
- Kars, H. J., Hijmans, J. M., Geertzen, J. H., & Zijlstra, W. (2009). The effect of reduced somatosensation on standing balance: a systematic review. *J Diabetes Sci Technol, 3*(4), 931-943. doi: 10.1177/193229680900300441
- Kavounoudias, A., Roll, R., & Roll, J. P. (1998). The plantar sole is a 'dynamometric map' for human balance control. *Neuroreport, 9*(14), 3247-3252. doi:10.1097/00001756-199810050-00021

- Kelleher, K. J., Spence, W., Solomonidis, S., & Apatsidis, D. (2009). Ambulatory rehabilitation in multiple sclerosis. *Disability and Rehabilitation*, 31(20), 1625-1632. doi:10.1080/09638280902751931
- 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. doi:10.3109/09638280903464497
- Kieseier, B. C., & Pozzilli, C. (2012). Assessing walking disability in multiple sclerosis. *Multiple Sclerosis*, 18(7), 914-924. doi:10.1177/1352458512444498
- Kim, J.-H., Lee, S.-M., & Jeon, S.-H. (2015). Correlations among trunk impairment, functional performance, and muscle activity during forward reaching tasks in patients with chronic stroke. *J Phys Ther Sci*, 27(9), 2955-2958. doi:10.1589/jpts.27.2955
- King, L. A., Priest, K. C., Salarian, A., Pierce, D., & Horak, F. B. (2012). Comparing the Mini-BESTest with the Berg Balance Scale to Evaluate Balance Disorders in Parkinson's Disease. *Parkinson's Disease*, 2012, 375419. doi:10.1155/2012/375419
- Kingwell, E., Marriott, J. J., Jette, N., Pringsheim, T., Makhani, N., Morrow, S. A., . . . Marrie, R. A. (2013). Incidence and prevalence of multiple sclerosis in Europe: a systematic review. *BMC Neurol*, 13, 128. doi:10.1186/1471-2377-13-128
- Kluzik, J., Horak, F. B., & Peterka, R. J. (2005). Differences in preferred reference frames for postural orientation shown by after-effects of stance on an inclined surface. *Exp Brain Res*, 162(4), 474-489. doi:10.1007/s00221-004-2124-6
- Ko Ko, C. (1999). Effectiveness of rehabilitation for multiple sclerosis. *Clinical Rehabilitation*, 13 Suppl 1, 33-41. doi:10.1191/026921599669648143
- Korn, T. (2008). Pathophysiology of multiple sclerosis. *Journal of Neurology*, 255 Suppl 6, 2-6. doi:10.1007/s00415-008-6001-2
- Ksiazek-Winiarek, D. J., Szpakowski, P., & Glabinski, A. (2015). Neural Plasticity in Multiple Sclerosis: The Functional and Molecular Background. *Neural Plasticity*, 2015, 11. doi:10.1155/2015/307175
- Kurtzke, J. F. (1983). Rating neurologic impairment in multiple sclerosis: an expanded disability status scale (EDSS). *Neurology*, 33(11), 1444-1452. doi:10.1212/WNL.33.11.1444: 1526-632X
- Laake, P., Hjartåker, A., Thelle, D. S., & Veierød, M. B. (2013). *Epidemiologiske og kliniske forskningsmetoder*. Oslo: Gyldendahl Norsk Forlag.

- Larocca, N. G. (2011). Impact of walking impairment in multiple sclerosis: perspectives of patients and care partners. *Patient, 4*(3), 189-201. doi:10.2165/11591150-000000000-00000
- Lassmann, H. (2013). Pathology and disease mechanisms in different stages of multiple sclerosis. *J Neurol Sci, 333*(1-2), 1-4. doi:10.1016/j.jns.2013.05.010
- 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. doi:10.1097/MRR.0b013e328350b65f
- Lin, Y. H., Chen, T. R., Tang, Y. W., & Wang, C. Y. (2012). A reliability study for standing functional reach test using modified and traditional rulers. *Percept Mot Skills, 115*(2), 512-520. doi:10.2466/15.03.10.pms.115.5.512-520
- Lipp, I., & Tomassini, V. (2015). Neuroplasticity and Motor Rehabilitation in Multiple Sclerosis. *Frontiers in Neurology, 6*, 59. doi:10.3389/fneur.2015.00059
- Lord, S. E., Wade, D. T., & Halligan, P. W. (1998). A comparison of two physiotherapy treatment approaches to improve walking in multiple sclerosis: a pilot randomized controlled study. *Clinical Rehabilitation, 12*(6), 477-486. doi:10.1191/026921598675863454
- Lublin, F. D., & Reingold, S. C. (1996). Defining the clinical course of multiple sclerosis: results of an international survey. National Multiple Sclerosis Society (USA) Advisory Committee on Clinical Trials of New Agents in Multiple Sclerosis. *Neurology, 46*(4), 907-911. doi:10.1212/WNL.46.4.907
- Lublin, F. D., Reingold, S. C., Cohen, J. A., Cutter, G. R., Sørensen, P. S., Thompson, A. J., . . . Polman, C. H. (2014). Defining the clinical course of multiple sclerosis: The 2013 revisions. *Neurology, 83*(3), 278-286. doi:10.1212/WNL.0000000000000560
- Læg Reid, S., & Skorgen, T. (2006). *Hermeneutikk: en innføring*. Oslo: Spartacus.
- Mahad, D. H., Trapp, B. D., & Lassmann, H. (2015). Pathological mechanisms in progressive multiple sclerosis. *Lancet Neurol, 14*(2), 183-193. doi:10.1016/s1474-4422(14)70256-x
- Mant, D. (1999). Can randomised trials inform clinical decisions about individual patients? *Lancet, 353*(9154), 743-746. doi:10.1016/s0140-6736(98)09102-8
- Martin, S. J., & Morris, R. G. (2002). New life in an old idea: the synaptic plasticity and memory hypothesis revisited. *Hippocampus, 12*(5), 609-636. doi:10.1002/hipo.10107

- Martino, G. (2004). How the brain repairs itself: new therapeutic strategies in inflammatory and degenerative CNS disorders. *The Lancet Neurology*, 3(6), 372-378. doi:10.1016/S1474-4422(04)00771-9
- Martins, E. F., de Menezes, L. T., de Sousa, P. H., de Araujo Barbosa, P. H., & Costa, A. S. (2012). Reliability of the Functional Reach Test and the influence of anthropometric characteristics on test results in subjects with hemiparesis. *NeuroRehabilitation*, 31(2), 161-169. doi:10.3233/nre-2012-0786
- McKeon, P. O., & Hertel, J. (2007). Plantar hypoesthesia alters time-to-boundary measures of postural control. *Somatosens Mot Res*, 24(4), 171-177. doi:10.1080/08990220701637224
- Menz, H. B., Morris, M. E., & Lord, S. R. (2005). Foot and ankle characteristics associated with impaired balance and functional ability in older people. *The Journal of Gerontology: Series A, Biological Sciences and Medical sciences*, 60(12), 1546-1552. doi: 10.1093/gerona/60.12.1546
- Meyer, P. F., Oddsson, L. I., & De Luca, C. J. (2004). The role of plantar cutaneous sensation in unperturbed stance. *Exp Brain Res*, 156(4), 505-512. doi:10.1007/s00221-003-1804-y
- Midgard, R. (2012). Incidence and prevalence of multiple sclerosis in Norway. *Acta Neurologica Scandinavica*(195), 36-42. doi:10.1111/ane.12025
- Milo, R., & Kahana, E. (2010). Multiple sclerosis: geoepidemiology, genetics and the environment. *Autoimmun Reviews*, 9(5), A387-394. doi:10.1016/j.autrev.2009.11.010
- Nardone, A., & Schieppati, M. (1988). Postural adjustments associated with voluntary contraction of leg muscles in standing man. *Exp Brain Res*, 69(3), 469-480.
- Newton, R. A. (2001). Validity of the multi-directional reach test: a practical measure for limits of stability in older adults. *The journals of Gerontology. Series A, Biological sciences and medical sciences*, 56(4), M248-252. doi:10.1093/gerona/56.4.M248
- Nilsagard, Y., Lundholm, C., Gunnarsson, L. G., & Denison, E. (2007). Clinical relevance using timed walk tests and 'timed up and go' testing in persons with multiple sclerosis. *Physiotherapy Research International: the journal for researchers and clinicians in physical therapy*, 12(2), 105-114. doi:10.1002/pri.358
- Nourbakhsh, M. R., & Ottenbacher, K. J. (1994). The statistical analysis of single-subject data: a comparative examination. *Physical Therapy*, 74(8), 768-776.
- Nudo, R. J. (2003). Adaptive plasticity in motor cortex: implications for rehabilitation after brain injury. *J Rehabil Med*(41 Suppl), 7-10. doi:10.1080/1650196031001007

- Nurse, M. A., & Nigg, B. M. (2001). The effect of changes in foot sensation on plantar pressure and muscle activity. *Clinical Biomechanics (Bristol, Avon)*, *16*(9), 719-727. doi: [http://dx.doi.org/10.1016/S0268-0033\(01\)00090-0](http://dx.doi.org/10.1016/S0268-0033(01)00090-0)
- Olsson, H., & Sørensen, S. (2006). *Forskningsprosessen: Kvalitative og kvantitative perspektiver* (G. Bureid, Trans. 1 ed.). Oslo: Gyldendal Akademisk.
- Orsnes, G. B., Sorensen, P. S., Larsen, T. K., & Ravnborg, M. (2000). Effect of baclofen on gait in spastic MS patients. *Acta Neurologica Scandinavica*, *101*(4), 244-248. doi:10.1034/j.1600-0404.2000.09004.x
- Ostchega, Y., Dillon, C. F., Lindle, R., Carroll, M., & Hurley, B. F. (2004). Isokinetic leg muscle strength in older americans and its relationship to a standardized walk test: data from the national health and nutrition examination survey 1999-2000. *J Am Geriatr Soc*, *52*(6), 977-982. doi:10.1111/j.1532-5415.2004.52268.x
- Ottensbacher, K. J. (1986). Reliability and accuracy of visually analyzing graphed data from single-subject designs. *American Journal of Occupational Therapy: official publication of the American Occupational Therapy Association*, *40*(7), 464-469. doi:10.5014/ajot.40.7.464
- Ottensbacher, K. J., & Zhan, S. (2001). Single subject research designs for disability research. *Disability and Rehabilitation*, *23*(1), 1-8. doi:doi:10.1080/09638280150211202
- Padgett, P. K., Jacobs, J. V., & Kasser, S. L. (2012). Is the BESTest at its best? A suggested brief version based on interrater reliability, validity, internal consistency, and theoretical construct. *Physical Therapy*, *92*(9), 1197-1207. doi:10.2522/ptj.20120056
- Paltamaa, J., Sjogren, T., Peurala, S. H., & Heinonen, A. (2012). Effects of physiotherapy interventions on balance in multiple sclerosis: a systematic review and meta-analysis of randomized controlled trials. *J Rehabil Med*, *44*(10), 811-823. doi:10.2340/16501977-1047
- Patani, R., Balaratnam, M., Vora, A., & Reynolds, R. (2007). Remyelination can be extensive in multiple sclerosis despite a long disease course. *Neuropathol Appl Neurobiol*, *33*(3), 277-287. doi:10.1111/j.1365-2990.2007.00805.x
- Patrikios, P., Stadelmann, C., Kutzelnigg, A., Rauschka, H., Schmidbauer, M., Laursen, H., . . . Lassmann, H. (2006). Remyelination is extensive in a subset of multiple sclerosis patients. *Brain*, *129*(Pt 12), 3165-3172. doi:10.1093/brain/awl217
- Perera, S., Mody, S. H., Woodman, R. C., & Studenski, S. A. (2006). Meaningful change and responsiveness in common physical performance measures in older adults. *Journal of*

- the American Geriatric Society*, 54(5), 743-749. doi:10.1111/j.1532-5415.2006.00701.x
- Persad, C. C., Jones, J. L., Ashton-Miller, J. A., Alexander, N. B., & Giordani, B. (2008). Executive function and gait in older adults with cognitive impairment. *J Gerontol A Biol Sci Med Sci*, 63(12), 1350-1355. doi:10.1093/gerona/63.12.1350
- Petajan, J. H., & White, A. T. (1999). Recommendations for physical activity in patients with multiple sclerosis. *Sports Medicine*, 27(3), 179-191. doi:10.2165/00007256-199927030-00004
- Podsiadlo, D., & Richardson, S. (1991). The timed "Up & Go": a test of basic functional mobility for frail elderly persons. *Journal of the American Geriatric Society* 39(2), 142-148. doi:10.1111/j.1532-5415.1991.tb01616.x
- Polit, D. F., & Beck, C. T. (2008). *Nursing Research: Generating and Assessing Evidence for Nursing Practice* (8 ed.).
- Polit, D. F., & Beck, C. T. (2012). *Nursing Research: Generating and Assessing Evidence for Nursing Practice* (9 ed.): Lippincott Williams & Wilkins.
- Polit, D. F., & Beck, C. T. (2014). *Essentials of Nursing Research: Appraising Evidence for Nursing Practice* (4 ed.): Lippincott Williams & Wilkins.
- Pollock, A. S., Durward, B. R., Rowe, P. J., & Paul, J. P. (2000). What is balance? *Clinical Rehabilitation*, 14(4), 402-406. doi: 10.1191/0269215500cr342oa
- Ponichtera-Mulcare, J. A. (1993). Exercise and multiple sclerosis. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 25(4), 451-465.
- Psatha, M., Wu, Z., Gammie, F. M., Ratkevicius, A., Wackerhage, H., Lee, J. H., . . . Aspden, R. M. (2012). A longitudinal MRI study of muscle atrophy during lower leg immobilization following ankle fracture. *Journal of Magnetic Resonance Imaging: JMRI*, 35(3), 686-695. doi:10.1002/jmri.22864
- Raine, S., Meadows, L., & Lynch-Ellerington, M. (2009). *Bobath Concept: Theory and clinical practice in neurological rehabilitation*: Blackwell Publishing Ltd.
- Rietberg, M. B., Brooks, D., Uitdehaag, B. M., & Kwakkel, G. (2005). Exercise therapy for multiple sclerosis. *Cochrane Database of Systematic Reviews*(1), Cd003980. doi:10.1002/14651858.CD003980.pub2
- Robinett, C. S., & Vondran, M. A. (1988). Functional ambulation velocity and distance requirements in rural and urban communities. A clinical report. *Physical Therapy*, 68(9), 1371-1373.

- Rockwood, K., Awalt, E., Carver, D., & MacKnight, C. (2000). Feasibility and measurement properties of the functional reach and the timed up and go tests in the Canadian study of health and aging. *The Journals of Gerontology. Series A Biological Sciences and Medical Sciences*, 55(2), M70-73. doi:10.1093/gerona/55.2.M70
- Rogers, M. E., Fernandez, J. E., & Bohlken, R. M. (2001). Training to reduce postural sway and increase functional reach in the elderly. *J Occup Rehabil*, 11(4), 291-298. doi:10.1023/A:1013300725964
- Rossier, P., & Wade, D. T. (2001). Validity and reliability comparison of 4 mobility measures in patients presenting with neurologic impairment. *Arch Phys Med Rehabil*, 82(1), 9-13. doi:10.1053/apmr.2001.9396
- Salbach, N. M., Mayo, N. E., Higgins, J., Ahmed, S., Finch, L. E., & Richards, C. L. (2001). Responsiveness and predictability of gait speed and other disability measures in acute stroke. *Arch Phys Med Rehabil*, 82(9), 1204-1212. doi:10.1053/apmr.2001.24907
- Schmitz, T. J., Fulk, G. D., & O'Sullivan, S. B. (2014). *Physical rehabilitation* (6 ed.): F.A. Davis Company.
- Schoppen, T., Boonstra, A., Groothoff, J. W., de Vries, J., Goeken, L. N., & Eisma, W. H. (1999). The Timed "up and go" test: reliability and validity in persons with unilateral lower limb amputation. *Arch Phys Med Rehabil*, 80(7), 825-828. doi:[http://dx.doi.org/10.1016/S0003-9993\(99\)90234-4](http://dx.doi.org/10.1016/S0003-9993(99)90234-4)
- Schumacher, G. A., Beebe, G., Kibler, R. F., Kurland, L. T., Kurtzke, J. F., McDowell, F., . . . Willmon, T. L. (1965). Problems of experimental trials of therapy in Multiple Sclerosis: Report by the panel on the evaluation of experimental trials of therapy in Multiple Sclerosis. *Ann N Y Acad Sci*, 122, 552-568. doi:10.1111/j.1749-6632.1965.tb20235.x
- Scott, V., Votova, K., Scanlan, A., & Close, J. (2007). Multifactorial and functional mobility assessment tools for fall risk among older adults in community, home-support, long-term and acute care settings. *Age Ageing*, 36(2), 130-139. doi:10.1093/ageing/af1165
- Sharma, N., Classen, J., & Cohen, L. G. (2013). Chapter 1 - Neural plasticity and its contribution to functional recovery. In P. B. Michael & C. G. David (Eds.), *Handbook of Clinical Neurology* (Vol. Volume 110, pp. 3-12): Elsevier.
- Shumway-Cook, A., Brauer, S., & Woollacott, M. (2000). Predicting the probability for falls in community-dwelling older adults using the Timed Up & Go Test. *Physical Therapy*, 80(9), 896-903.

- Shumway-Cook, A., & Wollacott, M. H. (2012). *Motor Control: Translating Research into Clinical Practice*: Lippincott Williams & Wilkins.
- Smedal, T., Lygren, H., Myhr, K. M., Moe-Nilssen, R., Gjelsvik, B., Gjelsvik, O., & Strand, L. I. (2006). Balance and gait improved in patients with MS after physiotherapy based on the Bobath concept. *Physiotherapy Research International*, *11*(2), 104-116.
doi:10.1002/pri.327
- Smith, J. D. (2012). Single-Case Experimental Designs: A Systematic Review of Published Research and Current Standards. *Psychological methods*, *17*(4), 10.1037/a0029312.
doi:10.1037/a0029312
- Smith, R. M., Adeney-Steel, M., Fulcher, G., & Longley, W. A. (2006). Symptom change with exercise is a temporary phenomenon for people with multiple sclerosis. *Arch Phys Med Rehabil*, *87*(5), 723-727. doi:10.1016/j.apmr.2006.01.015
- Socie, M. J., Motl, R. W., Pula, J. H., Sandroff, B. M., & Sosnoff, J. J. (2013). Gait variability and disability in multiple sclerosis. *Gait Posture*, *38*(1), 51-55.
doi:<http://dx.doi.org/10.1016/j.gaitpost.2012.10.012>
- Soyuer, F., Mirza, M., & Erkorkmaz, U. (2006). Balance performance in three forms of multiple sclerosis. *Neurol Res*, *28*(5), 555-562. doi:10.1179/016164105x49373
- Speers, R. A., Kuo, A. D., & Horak, F. B. (2002). Contributions of altered sensation and feedback responses to changes in coordination of postural control due to aging. *Gait Posture*, *16*(1), 20-30. doi:[http://dx.doi.org/10.1016/S0966-6362\(02\)00003-6](http://dx.doi.org/10.1016/S0966-6362(02)00003-6)
- Stal, F., Fransson, P. A., Magnusson, M., & Karlberg, M. (2003). Effects of hypothermic anesthesia of the feet on vibration-induced body sway and adaptation. *Journal of Vestibular Research: equilibrium and orientation*, *13*(1), 39-52.
- Svendsen, B., Myhr, K. M., Nyland, H., & Aarseth, J. H. (2012). The cost of multiple sclerosis in Norway. *The European Journal of Health Economics*, *13*(1), 81-91.
doi:10.1007/s10198-010-0286-7
- Thomas, J. I., & Lane, J. V. (2005). A pilot study to explore the predictive validity of 4 measures of falls risk in frail elderly patients. *Arch Phys Med Rehabil*, *86*(8), 1636-1640. doi:10.1016/j.apmr.2005.03.004
- Tyson, S. F., & Connell, L. A. (2009). How to measure balance in clinical practice. A systematic review of the psychometrics and clinical utility of measures of balance activity for neurological conditions. *Clinical Rehabilitation*, *23*(9), 824-840.
doi:10.1177/0269215509335018

- Van Emmerik, R. E., Remelius, J. G., Johnson, M. B., Chung, L. H., & Kent-Braun, J. A. (2010). Postural control in women with multiple sclerosis: effects of task, vision and symptomatic fatigue. *Gait Posture*, *32*(4), 608-614.
doi:10.1016/j.gaitpost.2010.09.002
- van Hedel, H. J., Wirz, M., & Dietz, V. (2005). Assessing walking ability in subjects with spinal cord injury: validity and reliability of 3 walking tests. *Arch Phys Med Rehabil*, *86*(2), 190-196. doi:10.1016/j.apmr.2004.02.010
- Waxman, S. G. (2006). Axonal conduction and injury in multiple sclerosis: the role of sodium channels. *Nat Rev Neurosci*, *7*(12), 932-941. doi:10.1038/nrn2023
- Weiner, D. K., Bongiorno, D. R., Studenski, S. A., Duncan, P. W., & Kochersberger, G. G. (1993). Does functional reach improve with rehabilitation? *Arch Phys Med Rehabil*, *74*(8), 796-800. doi:[http://dx.doi.org/10.1016/0003-9993\(93\)90003-S](http://dx.doi.org/10.1016/0003-9993(93)90003-S)
- Weiner, D. K., Duncan, P. W., Chandler, J., & Studenski, S. A. (1992). Functional reach: a marker of physical frailty. *Journal of The American Geriatric Society*, *40*(3), 203-207. doi:<http://dx.doi.org/10.1111/j.1532-5415.1992.tb02068.x>
- Wernick-Robinson, M., Krebs, D. E., & Giorgetti, M. M. (1999). Functional reach: does it really measure dynamic balance? *Arch Phys Med Rehabil*, *80*(3), 262-269. doi:
[http://dx.doi.org/10.1016/S0003-9993\(99\)90136-3](http://dx.doi.org/10.1016/S0003-9993(99)90136-3)
- White, A. T., Wilson, T. E., Davis, S. L., & Petajan, J. H. (2000). Effect of precooling on physical performance in multiple sclerosis. *Multiple Sclerosis*, *6*(3), 176-180.
doi:10.1177/135245850000600307
- WMA. (2013, 2013). Declaration of Helsinki: Ethical Principles for Medical Research Involving Human Subjects. Retrieved from
<http://www.wma.net/en/30publications/10policies/b3/index.html>
- Wolery, M., & Harris, S. R. (1982). Interpreting results of single-subject research designs. *Physical Therapy*, *62*(4), 445-452.
- Wuehr, M., Schniepp, R., Schlick, C., Huth, S., Pradhan, C., Dieterich, M., . . . Jahn, K. (2014). Sensory loss and walking speed related factors for gait alterations in patients with peripheral neuropathy. *Gait Posture*, *39*(3), 852-858.
doi:10.1016/j.gaitpost.2013.11.013
- Zeller, D., aufm Kampe, K., Biller, A., Stefan, K., Gentner, R., Schutz, A., . . . Classen, J. (2010). Rapid-onset central motor plasticity in multiple sclerosis. *Neurology*, *74*(9), 728-735. doi:10.1212/WNL.0b013e3181d31dcf

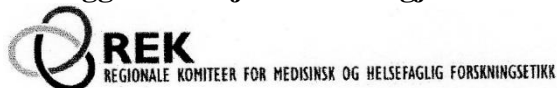
Zeller, D., & Classen, J. (2014). Plasticity of the motor system in multiple sclerosis.

Neuroscience, 283, 222-230. doi:<http://dx.doi.org/10.1016/j.neuroscience.2014.05.043>

Zwibel, H. L. (2009). Contribution of impaired mobility and general symptoms to the burden of multiple sclerosis. *Adv Ther*, 26(12), 1043-1057. doi:10.1007/s12325-009-0082-x

Vedlegg

Vedlegg 1: Godkjenning for gjennomføring av studie fra Regional Etisk Komite



Region: REK nord	Saksbehandler:	Telefon:	Vår dato: 11.06.2015	Vår referanse: 2015/1067/REK nord
			Deres dato: 12.05.2015	Deres referanse:

Vår referanse må oppgis ved alle henvendelser

Lone Jørgensen
Breivika

2015/1067 Fysioterapi med fokus på stimulering av fot til pasienter med MS

Forskningsansvarlig: UiT Norges Arktiske Universitet
Prosjektleder: Lone Jørgensen

Vi viser til søknad om forhåndsgodkjenning av ovennevnte forskningsprosjekt. Søknaden ble behandlet av Regional komité for medisinsk og helsefaglig forskningsetikk (REK nord) i møtet 04.06.2015. Vurderingen er gjort med hjemmel i helseforskningsloven (hfl.) § 10, jf. forskningsetikkloven § 4.

Prosjektleders prosjekttale

Som nevrologisk fysioterapeut er pasienter diagnostisert med MS en stor andel av pasientgruppen man møter daglig i klinikken. Utfordringene disse personene har som følge av MS varierer i stor grad, men nedsatt balanse er ofte en problemstilling fysioterapeuter forsøker å rette tiltak mot. Gjennom å utføre dette prosjektet ønsker jeg å utforske om fysioterapi med fokus på stimulering av fot kan forbedre balanse hos personer med MS. Dette skal jeg gjøre ved å gjennomføre en kvantitativ studie med et forskningsdesign som kalles en "Single Subject Experimental Design" (SSED). Med et slikt design kan jeg utforske hvordan en spesifikk behandlingstilnærming, påført over en periode, påvirker balansen hos personer med MS. Det skal utføres målinger/tester av studiedeltakernes funksjonsnivå før og etter behandlingsperioden. Målet med et slikt studieoppsett er å danne seg et bilde av hvordan behandlingstilnærmingen påvirker det man måler/tester hos studiedeltakerne.

Vurdering

Forespørsel/informasjonskriv/samtykkeerklæring

Under avsnittet «sletting av prøver» må ordet prøver fjernes, ettersom det ikke skal tas noen prøver i dette prosjektet.

Vedtak

Med hjemmel i helseforskningsloven §§ 2,9 og 10, samt forskningsetikkloven § 4 godkjennes prosjektet.

Vi ber om en revidert forespørsel merket med dato eller versjon nummer til vårt arkiv

Sluttmelding og søknad om prosjektendring

Prosjektleder skal sende sluttmelding til REK nord på eget skjema senest 01.12.2016, jf. hfl. §

12. Prosjektleder skal sende søknad om prosjektendring til REK nord dersom det skal gjøres vesentlige endringer i forhold til de opplysninger som er gitt i søknaden, jf. hfl. § 11.

Vedlegg 2: Informasjonsbrev og samtykkeerklæring

1

Forespørsel om deltakelse i forskningsprosjektet

” Kan individualisert fysioterapi med vekt på somatosensorisk stimulering av fot forbedre balanse hos pasienter med multippel sklerose?”

Bakgrunn og hensikt

Dette er et spørsmål til deg om å delta i en forskningsstudie for å undersøke effekten av fysioterapi med fokus på stimulering av fot hos personer med multippel sklerose (MS). Formålet med studien er å undersøke behandlingens effekt i forhold til balanse. Du er aktuell deltaker hvis du har MS som fører til problemer med balansen. Studien er en masteroppgave knyttet til master i helsefag, retning klinisk nevrologisk fysioterapi ved Universitetet i Tromsø.

Hva innebærer studien?

Du som samtykker sier ja til å være med i et prosjekt som tar 15 uker. Prosjektet innebærer grundig måling/testing av din balanse, samt behandling av din balanseproblematikk gjennomført en erfaren spesialist i nevrologisk fysioterapi. Behandlingen vil bestå av individuelt tilpasset fysioterapi med fokus på stimulering av fot.

Studien er inndelt i 4 faser: fase A1, A2, B1 og A3. Fase A1, A2, og A3 består av måling/testing av din balanse. Disse tre fasene varer alle i 2 uker hver, og det kreves at du møter opp 2 ganger per uke under hver av disse fasene. Fase B1 består av behandling i tillegg til måling/testing. Denne fasen varer i 6 uker og det kreves at du møter opp 4 ganger per uke i hele perioden. Se side 4 for mer informasjon om de ulike fasene.

Alle oppmøtene er ved Fokus Helse og Trening (Aagaards plass 5, 3211 Sandefjord). Hvert oppmøte vil ta mellom 45-60 minutter. Dersom du av helsemessige grunner trenger skyss med drosje vil dette bli dekt gjennom rekvisisjon av pasientreiser. Du skal ikke belastes for utgifter relatert til deltakelse i studien. Målingene/testene vil bli utført av prosjektmedarbeider Martin Moum Hellevik.

Mulige fordeler og ulemper

Fordeler ved å delta i dette forskningsprosjektet;

- Du vil få en grundig vurdering og behandling av din balanseproblematikk
- Det vil være tett individuell oppfølging og kommunikasjon gjennom hele studien.

- Resultatet fra studien kan bidra til å bedre forståelsen omkring hvilke tiltak fysioterapeuter kan benytte i forhold til MS og balanseproblematikk

Ulemper ved å delta i dette forskningsprosjektet;

- Det vil kreve oppmøte mellom 2-4 ganger gjennom de ulike fasene av studien.
- Det kan være tidskrevende å delta i studien.
- Du kan ikke delta i noen annen fysioterapibehandling underveis i studien

Hva skjer med prøvene og informasjonen om deg?

Det er kun informasjon som er nødvendig for studien som vil bli innhentet fra deg. Alle opplysningene om deg vil bli anonymisert, det betyr at alle opplysningene om deg vil bli behandlet uten navn, fødselsnummer eller andre opplysninger som er gjenkjennbare. Det vil ikke være mulig å identifisere deg i resultatene av studien når disse publiseres. En kode knytter deg til dine opplysninger og prøver gjennom en navneliste. Det er kun autorisert personell knyttet til prosjektet som har adgang til navnelisten og kan finne tilbake til deg. Resultatet fra studien vil bli publisert i en masteroppgave. Alt datamaterialet vil bli lagret fram til høsten 2018 og blir deretter slettet.

Frivillig deltakelse

Det er frivillig å delta i studien. Du kan når som helst og uten å oppgi noen grunn trekke ditt samtykke til å delta i studien. Dette vil ikke få konsekvenser for din videre behandling. Dersom du ønsker å delta, undertegner du samtykkeerklæringen på siste side. Om du nå sier ja til å delta, kan du senere trekke tilbake ditt samtykke uten at det påvirker din øvrige behandling. Dersom du senere ønsker å trekke deg eller har spørsmål til studien, kan du kontakte;

Martin Moum Hellevik

Mobil 926 96 596

E-post: martin@fokus-helse.no

Ytterligere informasjon om studien finnes i kapittel A – utdypende forklaring av hva studien innebærer.

Ytterligere informasjon om biobank, personvern og forsikring finnes i kapittel B – Personvern, biobank, økonomi og forsikring.

Samtykkeerklæring følger etter kapittel B.

Samtykke til deltakelse i studien

Kontaktopplysninger

Navn:

Telefonnummer:

E-post:

Adresse:

Postnummer/sted:

Jeg er villig til å delta i studien

(Signert av prosjektdeltaker, dato)

Stedfortredende samtykke når berettiget, enten i tillegg til personen selv eller istedenfor

(Signert av nærstående, dato)

Jeg bekrefter å ha gitt informasjon om studien

(Signert, rolle i studien, dato)

Tidsskjema over din deltakelse – «Hva skjer og når skjer det»

Her er en tidsplan med antall målinger og behandlinger spredt utover studiens 12 uker. Under tabellen vil det følge forklaring av begrepene i tabellen.

Tabell med oversikt over studiens faser.

Fase	Periode	Uke	Antall målinger/behandlinger
A1	Baseline	1-2	4 målinger
B1	Intervensjon	3-8	6 målinger/18 behandlinger
A2	Oppfølgingsfase 1	9-10	4 målinger
A3	Oppfølgingsfase 2	11-12	4 målinger

Fase A1: Første fase foregår 2 uker før man begynner behandlingen. Her utføres til sammen 4 målinger spredt på 2 uker.

Fase B1: Dette er behandlingsfasen (intervensjonen). Den sprer seg utover 6 uker, og det vil her være 3 behandlinger og 1 måling per uke. Det tilsvarer til sammen 18 behandlinger og 6 målinger.

Fase A2: Tredje fase vil bestå av 4 målinger spredt på 2 uker.

Fase A3: Siste fase er vil igjen bestå av 4 målinger spredt på 2 uker.

Kapittel B - Personvern, biobank, økonomi og forsikring

Personvern

Opplysninger som registreres om deg vil bli behandlet konfidensielt og på en forsvarlig måte i henhold til personopplysningsloven og etter retningslinjer gitt av Datatilsynet.

Rett til innsyn og sletting av opplysninger om deg og sletting av prøver

Hvis du sier ja til å delta i studien, har du rett til å få innsyn i hvilke opplysninger som er registrert om deg. Du har videre rett til å få korrigert eventuelle feil i de opplysningene vi har registrert. Dersom du trekker deg fra studien, kan du kreve å få slettet innsamlede prøver og opplysninger, med mindre opplysningene allerede er inngått i analyser eller brukt i vitenskapelige publikasjoner.

Kapittel A- utdypende forklaring av hva studien innebærer

Kriterier for deltakelse:

- Balansevansker relatert til MS
- MS i en stabil sykdomsfase
- Kunne gå 10 meter uten hjelpemidler
- Kunne reise/ sette seg på stol uten hjelpemidler

- Du skal ikke delta i noen annen fysioterapibehandling underveis i studien
- Du skal ikke ha deltatt i behandlings/rehabiliteringsopplegg de siste 2 måneder før oppstart av studie
- Du skal ikke ha annen sykdom som kontraindiserer behandlingen som blir gitt i studien.

Bakgrunnsinformasjon om studien

Nordlige deler av Europa, deriblant Skandinavia, regnes som høyfrekvensområder for MS. Den progressive sykdomsutviklingen som følger MS kan medføre betydelig funksjonstap, og det er anerkjent at sykdommen medbringer høye økonomiske kostnader både for individet og samfunnet. Sykdommen karakteriseres av et varierende symptombylle, men en høy andel av personer med MS utvikler symptomer som medfører nedsatt balanse.

I en klinisk hverdag innen feltet nevrologisk fysioterapi kan MS utgjøre en stor andel av diagnosemangfoldet man møter. Mange av disse pasientene angir nedsatt balanse som et av hovedproblemene i hverdagen. Som fysioterapeut i en behandlingssituasjon med en MS-pasient med balanseproblematikk kan det være vanskelig å bestemme seg for hvilken tilnærming man skal benytte. Dette kan komme av at det er lite evidens som sier at den ene tilnærmingen er mer effektiv enn den andre. Gjennom å utføre dette prosjektet ønsker jeg å utforske om fysioterapi med fokus på stimulering av fot kan forbedre balanse hos personer med MS, og dermed være en behandlingstilnærming man kan benytte videre i arbeidet med denne type utfordringer.

Vedlegg 3: Testprotokoll «Timed Up and Go Test»

TUG**THE TIMED «UP & GO» TEST**

D Podsiadlo, S Richardson. J Am Geriatr Soc 1991;39:142-148.

Bearbeidet til norsk av professor dr. med. Olav Sletvold.

Videre bearbeidet og reliabilitets testet av Olav Sletvold, Jorunn L. Helbostad, Charlotta Hamre og Pernille Botolfsen. Publisert i Fysioterapeuten 5/2010.

Navn: _____ F. nr: _____

Fødselsår/dato: _____ Dato utfylt: _____

Utfylt av: _____

Bruksområde

Screeningtest for bevegelsehemmede. Informativ vedrørende personens balanse, ganghastighet og generell funksjonsevne.

Forberedelser

Pasienten har på gode innesko, og kan bruke det ganghjelpemiddel hun/han vanligvis bruker. Hun/han sitter tilbaketil i stolen mens armene hviler på armlenene.

Utstyr

Stol med armlener, setehøyde 46 cm. Stoppeklokke. Merke med 50 cm farget tape på gulvet 3 meter fra fremre stolben.

Instruksjon

« Etter "klar gå" så reiser du deg opp, går forbi den røde streken (den aktuelle fargen på tapen på gulvet), snur, går tilbake til stolen og setter deg ned igjen.» Testen gjennomføres tre ganger. Først en prøverunde og så to ganger med tidsmåling og det beregnes gjennomsnitt av de to målingene. Instruksjonen på 1. og 2. måling er kun "klar-gå". Instruktøren sikrer at pasienten ikke faller.

Tidtaking

Start av tiden på instruksjonen "gå" til personen sitter med sete ned på stolen igjen.

1. måling: _____ 2. måling: _____ Gjennomsnitt: _____

Kommentarer til utførelsen: _____

Vurdering

< 20 sekunder: Trenger ikke personhjelp ved forflytning.

> 30 sekunder: Trenger ofte personhjelp i forflytning. Kan som regel ikke gå i trapper og gå ute alene. Husk, pasienten må oppfatte og huske instruksjonen!

Vedlegg 4: Testprotokoll «Mini-BESTest»

Mini-BESTest: Balance Evaluation Systems Test – Norsk Versjon

© 2005-2013 Oregon Health and Science University. All rights reserved.

Oversatt og bearbeidet til norsk av Charlotta Hamre, fysioterapeut, Oslo Universitetssykehus, Gro G. Tangen, fysioterapeut, MSc. Universitetet i Oslo, Pernille Botolfsen, fysioterapeut, MSc. Høgskolen i Oslo og Akershus, Jorunn L. Helbostad, fysioterapeut, PhD. Norges Teknisk-Naturvitenskaplige Universitet. Oversettelsen er godkjent av Fay Horak 2011, revidert 2014.

ANTISIPATORISK STILLINGSENDRING

DELSKÅR: /6

1. SITTEDE TIL STÅENDE

Instruksjon: "Legg armene i kors over brystet. Ikke bruk hendene hvis du ikke må. Bena skal ikke berøre stolen når du reiser deg opp. Reis deg opp nå."

(2) Normal: Reiser seg opp uten å bruke hendene og finner balansen selvstendig.

(1) Moderat: Reiser seg opp på første forsøk MED bruk av hendene.

(0) Alvorlig: Kan ikke reise seg opp uten støtte ELLER trenger flere forsøk ved bruk av hendene.

2. REISE SEG OPP PÅ TÅ

Instruksjon: "Plasser føttene dine med skulderbreddes avstand. Sett hendene på hoftene. Prøv å reise deg så høyt opp på tå som du kan. Prøv å holde denne stillingen i minst 3 sek. mens jeg teller høyt. Se rett frem. Reis deg opp på tå nå."

(2) Normal: Stabil i 3 sek. med full høyde.

(1) Moderat: Reiser seg opp på tå, men ikke full høyde (kommer høyere opp hvis pasienten får støtte) ELLER kan stå med lett ustabilitet i 3 sek.

(0) Alvorlig: < 3 sek.

3. STÅ PÅ ET BEN

Instruksjon: "Se rett frem. Hold hendene på hoftene. Bøy det ene kneet med foten bakover. Bena må ikke berøre hverandre. Stå på et ben så lenge du kan. Se rett frem og bøy kneet nå."

Venstre: Tid i sek. Forsøk 1: _____ Forsøk 2: _____

(2) Normal: 20 sek.

(1) Moderat: < 20 sek.

(0) Alvorlig: Kan ikke.

Høyre: Tid i sek. Forsøk 1: _____ Forsøk 2: _____

(2) Normal: 20 sek.

(1) Moderat: < 20 sek.

(0) Alvorlig: Kan ikke.

For å skåre hver side separat, bruk forsøket med lengst tid.

For å beregne delskåren og total skår, bruk den dårligste siden (høyre eller venstre) med lavest poengskår.

REAKTIV POSTURAL KONTROLL

DELSKÅR: /6

4. KORREKSJON VED HJELP AV KOMPENSATORISK SKRITT – FREMOVER

Instruksjon: "Stå med skulderbreddes avstand mellom føttene og armene langs siden. Len deg forover mot mine hender og forbi din balansegrense. Når jeg slipper skal du gjøre alt som er nødvendig, inkludert å ta et skritt, for å unngå å falle."

(2) Normal: Gjenvinner balansen selvstendig med et enkelt, langt skritt (et andre justeringsskritt er tillatt).

(1) Moderat: Bruker mer enn ett skritt for å gjenvinne balansen.

(0) Alvorlig: Tar ingen skritt ELLER ville falt hvis ikke tatt imot ELLER faller umiddelbart.

5. KORREKSJON VED HJELP AV KOMPENSATORISK SKRITT – BAKOVER

Instruksjon: "Stå med skulderbreddes avstand mellom føttene og armene langs siden. Len deg bakover mot mine hender og forbi din balansegrense. Når jeg slipper skal du gjøre alt som er nødvendig, inkludert å ta et skritt, for å unngå å falle."

(2) Normal: Gjenvinner balansen selvstendig med et enkelt, langt skritt.

(1) Moderat: Bruker mer enn et skritt for å gjenvinne balansen.

(0) Alvorlig: Tar ingen skritt ELLER ville falt hvis ikke tatt imot ELLER faller umiddelbart.

6. KORREKSJON VED HJELP AV KOMPENSATORISK SKRITT – TIL SIDEN

Instruksjon: "Stå med samlede føtter og armene langs siden. Len deg sideveis mot mine hender og forbi din balansegrense. Når jeg slipper skal du gjøre alt som er nødvendig, inkludert å ta et skritt, for å unngå å falle."

Venstre

(2) Normal: Gjenvinner balansen selvstendig med 1 skritt (i kryss eller til siden er OK).

(1) Moderat: Bruker flere skritt for å gjenvinne balansen.

(0) Alvorlig: Faller, eller kan ikke ta et skritt.

Høyre

(2) Normal: Gjenvinner balansen selvstendig med 1 skritt (i kryss eller til siden er OK).

(1) Moderat: Bruker flere skritt for å gjenvinne balansen.

(0) Alvorlig: Faller, eller kan ikke ta et skritt.

Bruk siden med det laveste resultatet for å beregne delskår og totalskår.

SENSORISK ORIENTERING**DELSKÅR: /6****7. STÅ MED SAMLEDE FØTTER; ÅPNE ØYNE, FAST UNDERLAG**

Instruksjon: "Sett hendene på hoftene. Sett føttene samlet til de nesten berører hverandre. Se rett frem. Stå så stabilt og stille som mulig til jeg sier stopp."

Tid i sek.: _____

(2) Normal: 30 sek.

(1) Moderat: < 30 sek.

(0) Alvorlig: Kan ikke.

8. STÅ MED SAMLEDE FØTTER; LUKKEDE ØYNE, BALANSEPUTE

Instruksjon: "Gå opp på balanseputen. Sett hendene på hoftene. Sett føttene samlet til de nesten berører hverandre. Stå så stabilt som mulig til jeg sier stopp. Jeg starter tidtakingen når du lukker øynene."

Tid i sek.: _____

(2) Normal: 30 sek.

(1) Moderat: < 30 sek.

(0) Alvorlig: Kan ikke.

9. SKRÅBRETT – LUKKEDE ØYNE

Instruksjon: "Gå opp på skråbrettet. Stå på skråbrettet med tærne oppover. Plasser føttene med en skulderbreddes avstand og armene langs siden. Jeg starter tidtakingen når du lukker øynene."

Tid i sek.: _____

(2) Normal: Står selvstendig i 30 sek. og justerer seg i forhold til loddlinjen.

(1) Moderat: Står selvstendig < 30 sek. ELLER justerer seg i forhold til underlaget.

(0) Alvorlig: Kan ikke.

DYNAMISK GANGE**DELSKÅR: /10****10. ENDRING I GANGHASTIGHET**

Instruksjon: "Begynn å gå i ditt normale tempo. Når jeg sier "fort" går du så fort du kan. Når jeg sier "sakte", går du veldig sakte."

(2) Normal: Betydelig endring i ganghastighet uten at det påvirker balansen.

(1) Moderat: Kan ikke endre ganghastighet eller nedsatt balanse.

(0) Alvorlig: Kan ikke oppnå betydelig endring i ganghastighet OG nedsatt balanse.

11. GANGE MED HORIZONTAL HODEBEVEGELSER

Instruksjon: "Begynn å gå i ditt normale tempo. Når jeg sier "høyre", snu på hodet og se mot høyre. Når jeg sier "venstre", snu på hodet og se mot venstre. Forsøk å gå i en rett linje."

(2) Normal: Utfører hodebevegelsene uten endring i ganghastighet og med god balanse.

(1) Moderat: Utfører hodebevegelser med reduksjon i ganghastighet.

(0) Alvorlig: Utfører hodebevegelsene med nedsatt balanse.

12. GANGE MED 180 GRADERS VENDING

Instruksjoner: "Begynn å gå i ditt normale tempo. Når jeg sier "snu og stopp" skal du snu deg så raskt du kan i motsatt retning og stoppe. Etter at du har snudd skal føttene dine være tett samlet."

(2) Normal: Snur og har føttene samlet, RASKT (≤ 3 skritt) og med god balanse.

(1) Moderat: Snur og har føttene samlet, SAKTE (≥ 4 skritt) og med god balanse.

(0) Alvorlig: Kan ikke snu og ha føttene samlet, uansett hastighet, uten at balansen blir nedsatt.

13. GÅ OVER HINDRING

Instruksjon: "Begynn å gå i ditt normale tempo. Når du kommer til hindringen, gå over den, ikke rundt den, og fortsett å gå."

(2) Normal: Kan gå over hindring med minimal endring i ganghastighet og med god balanse.

(1) Moderat: Går over hindringen men berører ELLER fremviser forsiktig atferd gjennom å redusere ganghastigheten.

(0) Alvorlig: Kan ikke gå over hindringen ELLER går rundt hindringen.

14. TIMED UP & GO (TUG) MED DUAL TASK

Instruksjon TUG: "Når jeg sier "Gå" reiser du deg fra stolen og går i ditt normale tempo forbi tapen på gulvet, snur, går tilbake til stolen og setter deg ned."

Instruksjon TUG med Dual Task: "Du skal trekke 3 fra ____ og videre nedover med 3 om gangen. Når jeg sier "Gå" reiser du deg opp fra stolen, går i ditt normale tempo forbi tapen på gulvet, snur, går tilbake til stolen og setter deg ned. Du skal hele tiden fortsette å telle bakover."

TUG: ____ sek.

Dual Task TUG: ____ sek.

(2) Normal: Ingen tydelig endring mellom sittende, stående eller gående i å telle bakover sammenlignet med TUG uten Dual Task.

(1) Moderat: Dual Task påvirker enten tellingen ELLER gangen ($>10\%$) sammenlignet med TUG uten Dual Task.

(0) Alvorlig: Stopper å telle mens de går ELLER stopper å gå mens de teller.

Ved skåring av deloppgave 14, om pasientens ganghastighet reduseres mer enn 10 % mellom TUG uten Dual Task og med Dual Task skal skåren reduseres med ett poeng.

TOTAL SKÅR: ____/28

Mini-BESTest instruksjoner

Pasienten skal ha sko med lav hæl ELLER være barbert.

Utstyr: Balansepute (Tempur® balansepute medium-tetthet, 10cm tykkelse), stol uten armlener og hjul, skråbrett, stoppeklokke, en hindring (23 cm høy) og en 3m distanse oppmålt og markert på gulvet med tape (fra stol).

Skåring: Testen har et maksimum skår på 28 poeng fra 14 oppgaver skåret fra 0 til 2.

"0" indikerer lavest funksjonsnivå og "2" høyest funksjonsnivå.

Dersom pasienten må bruke hjelpemiddel ved utførelse av en oppgave, skal den skåres ett poeng lavere.

Trenger pasienten fysisk støtte for å kunne gjennomføre en oppgave gis skår "0" for denne oppgaven.

For **oppgave 3** (stå på ett ben) og **oppgave 6** (korreksjon ved hjelp av kompensatorisk skritt – til siden) bruk kun den ene sidens skår (den laveste poengskåren).

For **oppgave 3** (stå på ett ben), velg den beste tiden fra de 2 forsøkene (for den ene siden) når du skal angi en skår.

For **oppgave 14** (timed up & go med dual task), om personens ganghastighet reduseres mer enn 10 % mellom TUG uten Dual Task og med Dual Task skal skåren reduseres med ett poeng.

1. Sittende til stående	Ha fokus på starten av bevegelsen og på bruk av hendene på stolsetet eller lårene, eller om pasienten tar fart med armene fremover.
2. Reise seg opp på tå	La pasienten få to forsøk. Skår det beste forsøket. (Hvis du tror at pasienten kan komme høyere opp på tærne, så be dem om å ta støtte i dine hender.) Pass på at pasienten ser på et stillestående punkt 2-3 m unna.
3. Stå på ett ben	La pasienten få to forsøk på hvert ben og registrer tidene. Ta tiden på hvor lenge pasienten kan holde stillingen i opp til 20 sek. Stoppe tidtakingen hvis pasienten flytter hendene fra hoften eller setter foten ned i gulvet. Pass på at pasienten ser på et stillestående punkt 2-3 m unna. Gjenta øvelsen for den andre siden.
4. Korreksjon ved hjelp av kompensatorisk skritt - fremover	Stå foran pasienten og hold en hånd på hver av pasientens skuldrer. Be pasienten om å lene seg passivt mot dine hender. (Pass på at det er plass for pasienten til å ta skritt fremover.) Få pasienten til å lene seg forover til skuldre og hofter er foran tærne. Når pasienten er kommet i riktig stilling så slipper du plutselig din støtte. Testen må fremkalle et skritt. NB! Vær forberedt på å ta imot pasienten.
5. Korreksjon ved hjelp av kompensatorisk skritt - bakover	Stå bak pasienten med en hånd på hvert av pasientens skulderblad. Be pasienten om å lene seg passivt mot dine hender. (Pass på at det er plass for pasienten til å ta skritt bakover.) Få pasienten til å lene seg bakover til skuldre og hofter er bak hælene. Når pasienten er kommet i riktig stilling så slipper du plutselig din støtte. Testen må fremkalle et skritt. NB! Vær forberedt på å ta imot pasienten.
6. Korreksjon ved hjelp av kompensatorisk skritt - til siden	Stå ved siden av pasienten. Plasser en hånd på høyre (eller venstre) side av bekkenet. Be så pasienten om å lene hele kroppen mot dine hender. Få pasienten til å lene seg sideveis til midtlinjen av bekkenet er over høyre (eller venstre) fot. Når pasienten er kommet i riktig stilling så slipper du plutselig din støtte. NB! Vær forberedt på å ta imot pasienten.
7. Stå med samlede føtter; åpne øyne, fast underlag	Registrer tiden pasienten klarer å stå med samlede føtter opp til et maksimum av 30 sek. Pass på at pasienten ser på et stillestående punkt 2-3 m unna.
8. Stå med samlede føtter; lukkede øyne, balansepute	Bruk Tempur® balansepute medium-tetthet, 10cm tykkelse. Hjelp pasienten opp på balanseputen. Registrer tiden pasienten klarer å stå opp til et maksimum av 30 sek. La pasienten gå av puten mellom forsøkene. Snu puten mellom hvert forsøk for å sikre riktig form.
9. Skråbrett – lukkede øyne	Hjelp pasienten opp på skråbrettet. Begynn tidtaking så snart pasienten lukker øynene. Legg merke til om det er forøket svai.
10. Endring i ganghastighet	La pasienten ta 3-5 skritt i deres normale ganghastighet, si deretter "fort". Etter 3-5 raske skritt, si "sakte". Tillat 3-5 sakte skritt før de slutter å gå.
11. Gange med horisontale hodebevegelser	La pasienten oppnå sin normale ganghastighet og gi instruksjonene "høyre", "venstre" for hvert 3-5 skritt. Skår lavere poeng dersom det er et problem i en av retningene. Dersom pasienten har restriksjoner for nakkebevegelse tillates en kombinert bevegelse av hode og overkropp (en bloc).
12. Gange med 180 graders vending	Demonstrer en 180 graders vending. Når pasienten går i sin normale ganghastighet, si "snu og stopp". Tell skrittene fra pasienten starter å snu seg og frem til pasienten er stabil. Nedsatt balanse er indikert gjennom bredsporet fotstilling, ekstra skritt eller bevegelse av overkropp.
13. Gå over hindring	Plasser hindringen (23 cm høy) 3m fra start. 2 skoer tapet sammen kan fungere som hindring.
14. Timed Up & Go (TUG) med Dual Task	Bruk tiden på TUG til å bestemme effektene ved Dual Task. Pasienten skal gå en distanse på 3m. TUG: La pasienten sitte med ryggen mot stolen. Ta tiden på pasienten fra du sier "Gå" til de er tilbake til sittende i stolen. Stopp tidtakingen når pasientens sete berører stolsetet og pasientens rygg er mot stolryggen. Stolen skal ha fast sete og være uten armlener. TUG med Dual Task: Mens pasienten sitter, avgjør hvor fort og nøyaktig pasienten kan telle bakover ved å trekke 3 fra et tall mellom 90 g 100. Be pasienten om å trekke 3 fra et nytt tall og etter et par subtraksjoner gir du kommandoen "Gå". Ta tiden på pasienten fra du sier "Gå" til de kommer tilbake til sittende stilling. Skår at Dual Task påvirker telling eller gange om hastigheten reduseres (>10 %) sammenlignet med TUG eller hvis det er nye tegn på ubalanse.

Vedlegg 5: Testprotokoll «Timed 10-Meter Walk Test»

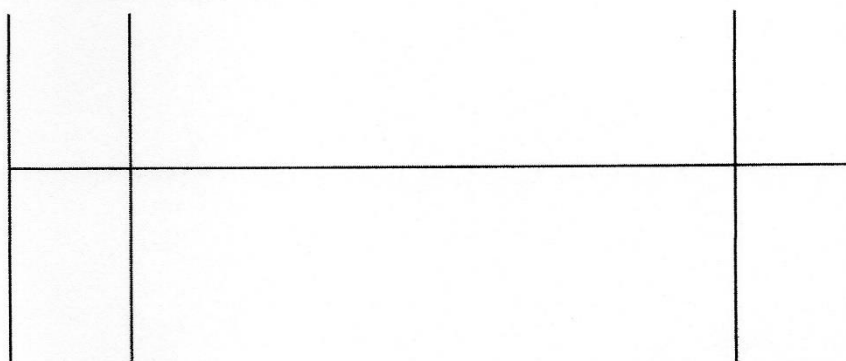
Timed 10-Meter Walk Test

General Information:

- individual walks without assistance 10 meters (32.8 feet) and the time is measured for the intermediate 6 meters (19.7 feet) to allow for acceleration and deceleration
 - start timing when the toes of the leading foot crosses the 2-meter mark
 - stop timing when the toes of the leading foot crosses the 8-meter mark
 - assistive devices can be used but should be kept consistent and documented from test to test
 - if physical assistance is required to walk, this should not be performed
- can be performed at preferred walking speed or fastest speed possible
 - documentation should include the speed tested (preferred vs. fast)
- collect three trials and calculate the average of the three trials

Set-up (derived from the reference articles):

- measure and mark a 10-meter walkway
- add a mark at 2-meters
- add a mark at 8-meters



Meter 0 Meter 2
Start Start
Walk Timing

Meter 8 Meter 10
End End
Timing Walk

Patient Instructions (derived from the reference articles):

- Normal comfortable speed: *“I will say ready, set, go. When I say go, walk at your normal comfortable speed until I say stop”*
- Maximum speed trials: *“I will say ready, set, go. When I say go, walk as fast as you safely can until I say stop”*

10 Meter Walk Testing Form

Name: _____

Assistive Device and/or Bracing Used: _____

Date: _____

Seconds to ambulate 10 meters (only the middle 6 meters are timed)

Self-Selected Velocity: Trial 1 _____ sec. Fast Velocity: Trial 1 _____ sec.

Self-Selected Velocity: Trial 2 _____ sec. Fast Velocity: Trial 2 _____ sec.

Self-Selected Velocity: Trial 3 _____ sec. Fast Velocity: Trial 3 _____ sec.

Self-Selected Velocity: Average time _____ sec. Fast Velocity: Average time _____ sec.

Actual velocity: Divide 6 by the average seconds

Average Self-Selected Velocity: _____ m/s

Average Fast-Velocity: _____ m/s

Date: _____

Seconds to ambulate 10 meters (only the middle 6 meters are timed)

Self-Selected Velocity: Trial 1 _____ sec. Fast Velocity: Trial 1 _____ sec.

Self-Selected Velocity: Trial 2 _____ sec. Fast Velocity: Trial 2 _____ sec.

Self-Selected Velocity: Trial 3 _____ sec. Fast Velocity: Trial 3 _____ sec.

Self-Selected Velocity: Average time _____ sec. Fast Velocity: Average time _____ sec.

Actual velocity: Divide 6 by the average seconds

Average Self-Selected Velocity: _____ m/s

Average Fast-Velocity: _____ m/s

References:

Bohannon, R. W. Comfortable and maximum walking speed of adults aged 20-79 years: reference values and determinants." *Age Ageing*. 1997;26(1): 15-9.

Bohannon RW, Andrews AW, Thomas MW. Walking speed: reference values and correlates for older adults. *J Orthop Sports Phys Ther*. 1996;24(2):86-90.

Wolf SL, Catlin PA, Gage K, Gurucharri K, Robertson R, Stephen K. Establishing the reliability and validity of measurements of walking time using the Emory Functional Ambulation Profile. *Phys Ther*. 1999;79(12):1122-33.

Vedlegg 6: Testprotokoll «Functional Reach Test»

Functional Reach Test and Modified Functional Reach Instructions

General Information: The Functional Reach test can be administered while the patient is standing (Functional Reach) or sitting (Modified Functional Reach).

Functional Reach (standing instructions):

- The patient is instructed to next to, but not touching, a wall and position the arm that is closer to the wall at 90 degrees of shoulder flexion with a closed fist.
- The assessor records the starting position at the 3rd metacarpal head on the yardstick.
- Instruct the patient to “Reach as far as you can forward without taking a step.”
- The location of the 3rd metacarpal is recorded.
- Scores are determined by assessing the difference between the start and end position is the reach distance, usually measured in inches.
- Three trials are done and the average of the last two is noted.

Modified Functional Reach Test (Adapted for individuals who are unable to stand):

- Performed with a leveled yardstick that has been mounted on the wall at the height of the patient’s acromion level in the non-affected arm while sitting in a chair
- Hips, knees and ankles positioned are at 90 degree of flexion, with feet positioned flat on the floor.
- The initial reach is measured with the patient sitting against the back of the chair with the upper-extremity flexed to 90 degrees, measure was taken from the distal end of the third metacarpal along the yardstick.
- Consists of three conditions over three trials
 - Sitting with the unaffected side near the wall and leaning forward
 - Sitting with the back to the wall and leaning right
 - Sitting with the back to the wall leaning left.

- Instructions should include leaning as far as possible in each direction without rotation and without touching the wall
- Record the distance in centimeters covered in each direction
- If the patient is unable to raise the affected arm, the distance covered by the acromion during leaning is recorded
- First trial in each direction is a practice trial and should not included in the final result
- A 15 second rest break should be allowed between trials

Set-up:

- A yardstick and duck tap will be needed for the assessment.
- The yardstick should be affixed to the wall at the level of the patient's acromion.

References:

- Duncan, P. W., D. K. Weiner, et al. (1990). "Functional reach: a new clinical measure of balance." J Gerontol **45**(6): M192-197.
- Katz-Leurer, M., I. Fisher, et al. (2009). "Reliability and validity of the modified functional reach test at the sub-acute stage post-stroke." Disabil Rehabil **31**(3): 243-248.
- Weiner, D. K., D. R. Bongiorni, et al. (1993). "Does functional reach improve with rehabilitation?" Arch Phys Med Rehabil **74**(8): 796-800.
- Weiner, D. K., P. W. Duncan, et al. (1992). "Functional reach: a marker of physical frailty." J Am Geriatr Soc **40**(3): 203-207.

Functional Reach Test and Modified Functional Reach Score Sheet

Name: _____

Instructions:

Instruct the patient to "Reach as far as you can forward without taking a step"

Score Sheet:

Date	Trial One (Practice)	Trial Two	Trial Three	Total (average of trial 2 and 3 only)

Vedlegg 7: Expanded Disability Status Scale

Neurological Assessment. Kurtzke Expanded Disability Status Scale (EDSS)

0	Normal neurological exam (all grade 0 in FS*)
1.0	No disability; minimal signs in one FS* (i.e., grade 1)
1.5	No disability; minimal signs in more than one FS* (more than one FS grade 1)
2.0	Minimal disability in one FS (one FS grade 2, others 0 or 1)
2.5	Minimal disability in two FS (two FS grade 2, others 0 or 1)
3.0	Moderate disability in one FS (one FS grade 3, others 0 or 1); or mild disability in three or four FS (three or four FS grade 2, others 0 or 1) though fully ambulatory
3.5	Fully ambulatory but with moderate disability in one FS (one grade 3) and one or two FS grade 2; or two FS grade 3; or five FS grade 2 (others 0 or 1)
4.0	Fully ambulatory without aid, self-sufficient, up and about 12 hours a day despite relatively severe disability consisting of one FS grade 4 (others 0 or 1), or combinations of lesser grades exceeding limits of previous steps; able to walk without aid or rest some 500 meters
4.5	Fully ambulatory without aid, up and about much of the day, able to work a full day, may otherwise have some limitation of full activity or require minimal assistance; characterized by relatively severe disability usually consisting of one FS grade 4 (others 0 or 1) or combinations of lesser grades exceeding limits of previous steps; able to walk without aid or rest some 300 meters
5.0	Ambulatory without aid or rest for about 200 meters; disability severe enough to impair full daily activities (e.g. to work a full day without special provisions); (Usual FS equivalents are one FS grade 5 alone, others 0 or 1; or combinations of lesser grades usually exceeding specifications for step 4.0)
5.5	Ambulatory without aid or rest for about 100 meters; disability severe enough to preclude full daily activities; (Usual FS equivalents are one grade 5 alone, others 0 or 1; or combinations of lesser grades usually exceeding those for step 4.0)
6.0	Intermittent or unilateral constant assistance (cane, crutch, brace) required to walk about 100 meters with or without resting; (Usual FS equivalents are combinations with more than one FS grade 3+)
6.5	Constant bilateral assistance (canes, crutches, braces) required to walk about 20 meters without resting; (Usual FS equivalents are combinations with more than two FS grade 3+)
7.0	Unable to walk beyond approx. five meters even with aid, essentially restricted to wheelchair; wheels self in standard wheelchair and transfers alone; up and about in wheelchair some 12 hours a day; (Usual FS equivalents are combinations with more than one FS grade 4+; very rarely pyramidal grade 5 alone)
7.5	Unable to take more than a few steps; restricted to wheelchair; may need aid in transfer; wheels self but cannot carry on in standard wheelchair a full day; May require motorized wheelchair; (Usual FS equivalents are combinations with more than one FS grade 4+)
8.0	Essentially restricted to bed or chair or perambulated in wheelchair, but may be out of bed itself much of the day; retains many self-care functions; generally has effective use of arms; (Usual FS equivalents are combinations, generally grade 4+ in several systems)
8.5	Essentially restricted to bed much of day, has some effective use of arm(s); retains some self-care functions; (Usual FS equivalents are combinations generally 4+ in several systems)
9.0	Helpless bed patient; can communicate and eat; (Usual FS equivalents are combinations, mostly grade 4+)
9.5	Totally helpless bed patient; unable to communicate effectively or eat/swallow; (Usual FS equivalents are combinations, almost all grade 4+)
10	Death due to MS

Note 1: EDSS steps 1,0 to 4,5 refer to patients who are fully ambulatory, and the precise step number is defined by the Functional System score(s). EDSS steps 5,0 to 9,5 are defined by the impairment to ambulation, and usual equivalents in Functional System scores are provided.

Note 2: EDSS should not change by 1,0 step unless there is a change in the same direction of at least one step in at least one FS

*Excludes mental function grade 1