



UIT

NORGES  
ARKTISKE  
UNIVERSITET

Det helsevitenskapelige fakultet

## Kan kjernestabilitetstrening i stående påvirke balansen for personer med MS

— I hvilken grad kan individuelt tilpasset trening av kjernestabilitet i stående stilling påvirke dynamisk balanse hos personer med moderat MS.

Antall ord: 19132

**Trond Jørstad Larssen**

*Masteroppgave i Klinisk Nevrologisk Fysioterapi fordypning voksne, mai 2018*





# Innholdsfortegnelse

1	Innledning .....	1
1.1	Struktur i oppgaven.....	2
2	Teoretiske perspektiver .....	3
2.1	Balanse og postural kontroll .....	3
2.1.1	Balanseendringer og fallrisiko for personer med MS .....	5
2.2	MS og individualisert fysioterapi .....	6
2.3	MS og trening .....	7
2.4	Kjernestabilitet og kjernestabilitetstrening .....	8
2.5	Plastisitet og motorisk re(læring).....	9
2.6	Tidligere studier om trening av kjernestabilitet og balanse hos personer med MS .....	11
3	Hensikt med studien.....	12
3.1	Problemstilling.....	12
4	Metode.....	13
4.1	Vitenskapelig forankring .....	13
4.2	Design .....	13
4.3	Utvalg og rekruttering.....	14
4.4	Deltakere.....	15
4.4.1	Beskrivelse av deltaker 1 .....	15
4.4.2	Beskrivelse av deltaker 2.....	16
4.5	Målinger.....	17
4.6	Tester av balanse.....	17
4.6.1	Trunk Impairment Scale Norsk versjon (Vedlegg 6) .....	17
4.6.2	Mini Balance Evaluation Systems Test (Vedlegg 7).....	18
4.7	Tester av gangfunksjon.....	18
4.7.1	Timed 25-foot walk (Vedlegg 8).....	18
4.8	Test av subjektiv opplevelse av endring av balanse .....	19
4.8.1	Patient/Clinician Global Rating of Change (Vedlegg 9/vedlegg 10) .....	19
4.9	Intervensjon .....	19
4.9.1	Beskrivelse av individualisert trening for deltaker 1 .....	21
4.9.2	Beskrivelse av individualisert trening for deltaker 2.....	21
4.10	Analyse .....	22
4.11	Etiske betraktninger .....	22
5	Resultater.....	23
5.1	Trunk Impairment Scale Norsk Versjon.....	24

5.2	Mini-BESTest .....	25
5.2.1	Total score .....	25
5.2.2	Antisipatorisk stillingsendring .....	26
5.2.3	Reaktiv Postural Kontroll .....	27
5.2.4	Sensorisk integrering .....	28
5.2.5	Dynamisk gange .....	29
5.3	Timed 25-foot walk .....	31
5.4	Selvrapporteringskjema: PGRC og CGRC .....	32
6	Diskusjon .....	33
6.1	Oppsummering av resultater .....	33
6.2	Drøfting av funn i forhold tidligere forskning .....	34
6.3	Mulig forklaringsmekanismer av resultatene .....	38
6.3.1	Trunk Impairment Scale Norsk Versjon .....	38
6.3.2	Mini-BESTest – total score .....	39
6.3.3	Mini-BESTest – antisipatorisk stillingsendring: .....	40
6.3.4	Mini-BESTest – reaktiv postural kontroll .....	41
6.3.5	Mini-BESTest – sensorisk integrering .....	41
6.3.6	Mini-BESTest – dynamisk gange .....	42
6.3.7	Gangfunksjon .....	44
6.3.8	Timed 25-foot walk test .....	44
6.3.9	PGRC og CGRC .....	45
6.3.10	Langtidseffekt .....	46
6.4	Styrker og svakheter med studien .....	47
6.4.1	Design .....	47
6.4.2	Utvalg .....	49
6.4.3	Intervensjonen .....	50
6.4.4	Målingene .....	51
6.4.5	Forskerens rolle .....	53
6.5	Implikasjoner for praksis og anbefalinger for videre forskning .....	53
7	Konklusjon .....	55
	Referanseliste .....	56
	Vedlegg 1: Kurtzke Expanded Disability Status Scale (EDSS) .....	68
	Vedlegg 2: Godkjenning fra REK .....	70
	Vedlegg 3: Informert samtykke .....	72
	Vedlegg 4: Informasjonsskriv til deltakere .....	76

Vedlegg 5: Eksempler på øvelser .....	77
Vedlegg 6: Trunk Impairment Scale – Modified Norwegian version (TIS-modNV) .....	79
Vedlegg 7: Mini-BESTest .....	80
Vedlegg 8: Timed 25-foot walk .....	84
Vedlegg 9: Patient Global Rating of Change .....	86
Vedlegg 10: Clinical Global Rating of Change.....	87

## **Forord**

Da har tiden kommet for å levere inn masteroppgaven i Klinisk Nevrologisk Fysioterapi. Det har vært en spennende tid der jeg har hatt mulighet for å fordype meg innenfor et svært interessant fagområdet. Spesielt har det vært interessant å få flere verktøy som kan brukes i hverdagen, samt å bedre den kliniske resonneringen opp mot nevrologiske pasienter.

Jeg vil først og fremst rette en stor takk til de to deltakerne som har tatt seg tid til å delta i denne studien. Dere har vist en imponerende innsats og en stor vilje til å gjennomføre studien. En stor takk rettes også til Namsos Sykehus som var villig til å bidra via fysioterapeut Inga Rørvik Haanæs som gjennomførte behandlingen på en utmerket måte. I tillegg har Helene Finstad Fjær gjort en super innsats med å sette av tid i en travel hverdag til å gjennomføre testingene av deltakerne, samt vært fleksibel for å hjelpe til med å gjennomføre studien.

I tillegg vil jeg rette en stor takk til veileder Lone Jørgensen for å ha drevet meg gjennom masteroppgaven med nyttige innspill og sette opp gjennomførbare mål for skrivingen av oppgaven. Jeg vil også takke Tormod Holien, Steven Kudra og Øyvind Kvalheim for å lese over oppgaven og komme med tilbakemeldinger.

Ikke minst en stor takk til Sigrid og Anne som har gitt et nytt perspektiv i en travel hverdag og som jeg gleder meg voldsomt til å ha enda bedre tid til å følge opp i fremtiden. I tillegg en stor takk til øvrig familie som alltid stiller opp som barnevakt og har lest oppgaven og stilt opp gjennom hele studiet.

Videre vil jeg takke min arbeidsplass Træn AS, for å ha gitt meg mulighet til å ta en mastergrad i en travel hverdag, samt gitt frie tøyler for å bruke tid på å gjennomføre og skrive masteroppgaven. I tillegg vil jeg takke Flatanger Kommune som har sett nytten i kompetanseutviklingen og gitt meg tid og mulighet til å få ferdigstilt prosjektet.

En siste takk vil jeg også rette til Fond for etter- og videreutdanning som har gitt økonomisk støtte i forbindelse med mastergraden.

## Sammendrag

**Bakgrunn:** Multipel sklerose (MS) er en immunmediert demyeliniserende sykdom, og er den vanligste nevrologiske lidelsen blant unge voksne i Norge. Sykdommen kjennetegnes ved en inflammasjon av hvit eller grå substans i hjernen eller langs ryggmargen og kan føre til en demyelinisering av nervene, samt skade på selve aksonet. Dette kan føre til nedsatt signalføring gjennom nervene. Personer med MS opplever ofte nedsatt balanse og har høyere fallrisiko enn friske personer. Fysioterapi og trening av balanse og kjernestabilitet har tidligere vist å ha positiv effekt på balansen for personer med MS. Hensikten med studien var å se om en intervensjon der all trening av kjerne foregår i stående stilling kan ha effekt på balansen til personer med moderat MS. **Metode:** For å undersøke problemstillingen ble det brukt Single Subject Experimental Design (SSED), med et ABAA design. A er faser uten intervensjon og B er faser med intervensjon. Det var to deltakere i studien der en person hadde relapsing-remitting MS og en hadde primær progressiv MS. Ingen brukte hjelpemidler under gange til vanlig. Funksjonsnivået til deltakerne var forskjellig, der deltaker 1 hadde 3,5 EDSS score og deltaker 2 hadde 6,5 EDSS score. Effektmålene i studien var Trunk Impairment Scale Norsk versjon, mini-BESTest og timed 25-foot walk test. Det ble gjennomført seks baselinemålinger, fem målinger under intervensjon for deltaker 1 og fire for deltaker 2, tre målinger i første oppfølgingsfase og tre i andre oppfølgingsfase. I tillegg ble det fylt ut selvrapporteringskjema der deltaker og behandlende fysioterapeut evaluerte endringer av balanse hver uke under intervensjonen. Intervensjonen besto av opp til 60 minutters trening, inkludert 10-15 minutter med oppvarming. Treningen hadde fokus på å aktivere kjernemuskulatur i stående sammen med bevegelse av over-, eller under ekstremiteten. **Resultat:** Deltaker 2 hadde signifikant effekt på Trunk Impairment Test Norsk Versjon og på mini-BESTest. Delelementet som hadde signifikant endring i mini-BESTest var dynamisk gange. Deltaker 2 og behandlende fysioterapeuts opplevelse av hans endringer, samsvarte med de signifikante endringene. Deltaker 1, som ikke hadde signifikante endringer, opplevde stor bedring ved selvrapportert balanse, noe som ikke samsvarte med testene. **Konklusjon:** Det var sprikende resultater mellom de to deltakerne. Studien viser at trening av kjernestabilitet kan bedre balansen hos personer med MS. Resultatene kan ikke generaliseres og mer sensitive tester bør vurderes for personer med høyt funksjonsnivå.

**Nøkkelord:** Kjernestabilitet, fysioterapi, balanse, MS, SSED, kjernestabilitetstrening i stående.

## Abstract

**Background:** Multiple sclerosis (MS) is an immune-mediated inflammatory-demyelinating disorder, and is the most common neurologic disease amongst young adults in Norway. The disease is characterized by an inflammation in white or grey matter, and can lead to a demyelination of nerves and axonal damage. Additionally this might lead to impaired neuronal signals. People with MS often experience reduced balance and have a higher risk of falling than healthy individuals. Physiotherapy, balance exercise and core exercise might improve balance for people with MS. The purpose of this study was to evaluate whether an intervention with core activation while in an upright position might alter balance among people with moderate MS. **Method:** This study was conducted as a Single Subject Experimental Design (SSED) with an ABAA design. A represents phases without intervention and B represents phases with intervention. Two participants were recruited, one of whom had Relapsing Remitting MS and the second had Primary Progressive MS. Functional level for the two participants, assessed with EDSS, was 3,5 and 6,5. Outcome measures in this study were Trunk Impairment Scale – Norwegian version, mini-BESTest and timed 25-foot walk test. Six baseline test were conducted, five during the intervention for participant 1 and four during the intervention for participant 2, three tests in the first follow-up phase, and three in the second follow-up phase. In addition, the participants and physiotherapist reported changes in balance with a self-report scheme. The intervention consisted of up to 60 minute of exercise with a 10- 15 minute warm up. The exercises were performed in an upright position with focus on activating core muscles while using the extremities. **Results:** Participant 2 had significant changes in the Trunk Impairment scale and mini-BESTest. The underlying system with significant effect was dynamic gait. Both participant 2 and physiotherapist reported changes on the self-report scheme, which correlated with changes in the outcome measures. Despite having significant changes in any tests, both participant 1 and the physiotherapist reported large improvement in balance in the self-report scheme. **Conclusion:** The two participants experienced different results where one participant had significant changes. This study shows that core stability exercise while in an upright position might improve balance in people with MS. The results cannot be generalized, and more sensitive tests should be considered for high functioning people with MS.

**Words:** Core stability, physiotherapy, balance, MS, SSED, core stability exercise in upright position

# 1 Innledning

Multipel sklerose (MS) er en immunmediert demyeliniserende sykdom (Koudriavtseva & Mainero, 2016) og er en av de vanligste nevrologiske lidelsene blant unge voksne i Norge (Myhr, Torkildsen & Bø, 2014). Sykdommen diagnostiseres vanligvis i en alder mellom 20 og 40 år, men kan også diagnostiseres ned mot 10 måneders alderen (Myhr m.fl., 2014). Det finnes tre hovedtyper typer MS; Relapsing-Remitting MS (RRMS) inkludert klinisk isolert syndrom som er første angrep, Primær Progressiv MS (PPMS) og Sekundær Progressiv MS (SPMS) (Doshi & Chataway, 2016; Myhr m.fl., 2014). RRMS er den vanligste formen for MS og i 75 % av tilfellene med RRMS vil sykdommen gå over fra RRMS til SPMS etter en periode (Confavreux & Vukusic, 2006). Relapsing-Remitting kommer i angrep med demyelinisering av nervene og deretter en viss grad av remyelinisering, mens de progressive typen har en gradvis progresjon av sykdommen (Doshi & Chataway, 2016; Ontaneda, Thompson, Fox & Cohen, 2016). Angrepene kjennetegnes ved en inflammasjon i hvit eller grå substans i hjernen eller i ryggmargen der myelinnet rundt aksonene brytes ned og i tillegg kan aksonet skades (Koudriavtseva & Mainero, 2016). Dette kan gi nedsatt nerveledningshastighet avhengig av størrelsen på skaden og grad av remyelinisering (Myhr m.fl., 2014). Både motoriske og sensoriske fibre kan bli affisert og resulterer i motoriske og sensorisk bortfall (Letizia Leocani & Comi, 2014). I tillegg vil også kognitive funksjoner kunne bli påvirket der det er vanligst med blant annet redusert korttidshukommelse, redusert oppmerksomhet og redusert evne til innlæring (Chiaravalloti & DeLuca, 2008). De motoriske og sensoriske utfallene er ofte avhengig av type MS der betennelse på synsnerve, sensorisk dysfunksjon og cerebellar dysfunksjon er vanligst ved RRMS, mens progressive typer MS ofte gir utfall i form av dysfunksjon i pyramidebanene, spastisitet og pareser (Confavreux & Vukusic, 2006). I tillegg vil også en betydelig andel være påvirket av fysisk og psykisk fatigue (Zajicek m.fl., 2010), og 14% i en studie anser dette som det mest invalidiserende symptomet (Fisk, Pontefract, Ritvo, Archibald & Murray, 1994; Wynia, Middel, van Dijk, De Keyser & Reijneveld, 2008).

Per dags dag finnes det ingen sikker kur mot sykdommen. De fleste medikamentene har som formål å bremse sykdommen ved å redusere angrep eller å være symptomatisk behandling (Doshi & Chataway, 2016; Feinstein, Freeman & Lo, 2015). Behandling under angrep gjennomføres primært med intravenøs injeksjon av kortikosteroider for å dempe den pågående inflammasjonen (Burton, O'Connor, Hohol & Beyene, 2012). Pasienter med PPMS og SPMS får ikke medikamentell primær behandling, da dagens medisiner har vist liten effekt



for disse gruppene (Ontaneda m.fl., 2016). Det gjennomføres per dags dato en del studier på stamcellebehandling med mål om å kurere sykdommen (Meamar m.fl., 2016), men denne behandlingen gis kun til en begrenset gruppe og er ikke å anse som standard behandling i Norge.

De kliniske symptomene fra MS skyldes trolig nedsatt nerveledningshastighet grunnet demyelinisering av myelinskjedene omkring aksonene, samt en skade på selve aksonet. Under remisjonsperioden vil omfanget av angrepet reduseres grunnet remyelinisering, etablering av arrvev og reduksjon av ødemet relatert til angrepet (Myhr m.fl., 2014). Denne skaden på aksonene og nervene kan føre til blant annet synsforstyrrelser, sensibilitetsforstyrrelser, motoriske utfall som spastisitet og pareser, ataksi og autonom dysfunksjon (Myhr m.fl., 2014). Blant funksjonene som er nedsatt hos personer med MS er balanse og gangfunksjon (Gunn, Creanor, Haas, Marsden & Freeman, 2014). Dette fører blant annet til økt sannsynlighet for fall. I tillegg kan frykten for å falle føre til redusert aktivitetsnivå (Anens, Emtner, Zetterberg & Hellstrom, 2014) og dermed risiko for andre komorbiditeter (Einarsson & Hillert, 2015).

Fysioterapi har vist å ha positiv effekt for personer med MS og effekten er størst på funksjonelle faktorer (Khan & Amatya, 2017). En av tilnærmingene til fysioterapeuter som har hatt positiv effekt er balansetrening (Paltamaa, Sjogren, Peurala & Heinonen, 2012). Anbefalingene for fysioterapi er blant annet å opprettholde bevegelighet, bedre postural stabilitet, forebygge kontrakturer og bedre evnen til vektbæring (De Souza & Bates, 2004), og trening er en viktig del av rehabiliteringen for personer med MS (Campbell m.fl., 2016). I tillegg til fokuset på balanse, har det i senere tid vært en del forskning som er rettet mot kjernestabilitetstrening for personer med MS, noe som har hatt god effekt på blant annet gangfunksjon (Normann, Salvesen & Christin Arntzen, 2016).

## **1.1 Struktur i oppgaven**

Først vil jeg se på teoretiske perspektiver som ligger til grunn for studien. Deretter presenteres hensikt med studien og problemstillingen. Etter det presenteres metode med beskrivelse av deltakere, målinger, intervensjon og etiske betraktninger. I resultatdelen legges det frem grafer fra målingene. Diskusjonen starter med presentasjon av mine funn, deretter en vurdering av funnene opp mot tidligere studier, mulige forklaringer av funnene i studien og til

slutt om styrker og svakheter i denne studien. Til slutt kommer en konklusjon basert på de tidligere kapitlene.

## **2 Teoretiske perspektiver**

### **2.1 Balanse og postural kontroll**

Balanse og postural kontroll er to begreper som ofte brukes om hverandre der det ikke er noen definisjoner som er allment akseptert. I denne studien vil Gjelsvik og Syres (2016) definisjon med at balanse er et holistisk begrep som omfatter postural kontroll, antisipatoriske posturale justeringer (APAs) og reaktive strategier (Bente E. Bassøe Gjelsvik & Syre, 2016, s. 92) bli brukt. Gjelsvik og Syre (2016) skriver at balanse er et komplekst samspill mellom motoriske, sensoriske og kognitive prosesser og er forutsetningen for å være stabil mot tyngdekraften samtidig som vi kan bruke ekstremitetene. Det vil si at man skal kontrollere Center of Gravity (COG) innen for kroppens understøttelsesflate (Shumway-Cook & Woollacott, 2016).

Samspeillet innebærer at man får perifer informasjon fra det somatosensoriske systemet som hudreseptorer, proprioseptorer, samt syn og likevektsapparatet, at man har evnen til å behandle denne informasjonen, og til slutt iverksette motoriske responser basert på informasjonen (Brodal, 2004). Siden det er flere ulike systemer som benyttes for å få samle inn informasjon er det viktig med sensorisk integrering av informasjonen for å kunne skape riktig motorisk respons (Shumway-Cook & Woollacott, 2016). I tillegg til informasjonen som samles fra perifere systemer er kroppen også avhengig av å ha en romlig forståelse av dens posisjon i rommet og forskjellige kroppssegmenter i forhold til hverandre (Brodal, 2004). Brodal (2004) omtaler slike indre modeller som løst lagret informasjon om hva som skal til for å kunne utføre bestemte handlinger.

Postural kontroll er blant annet å kontrollere kroppens posisjon i rommet og involverer stabilitet og orientering. Blant annet vil det si å kontrollere kroppsdelene i forhold til hverandre og kroppen i forhold til miljøet og oppgaven man skal utføre. Postural kontroll vil være oppgavespesifikk, avhengig av individet og miljøet der oppgaven utføres (Shumway-Cook & Woollacott, 2016). For å kunne holde kroppens Center Of Mass (COM) stabil i forhold til understøttelsesflaten (BOS) har vi flere strategier basert på om det er proaktiv eller reaktiv respons (Shumway-Cook & Woollacott, 2016). APAs eller feed-forward mekanismer skjer i forkant av, og underveis i bevegelser og skaper en forutsetning for å kunne bevege kroppen, mens reaktive eller feedback strategier oppstår som en reaksjon på bevegelser av COM i forhold til BOS (Shumway-Cook & Woollacott, 2016). De antisipatoriske kommandoene

utføres i forkant og underveis av voluntære bevegelser for å kunne gi tilstrekkelige justeringer opp mot oppgaven som skal løses (Brodal, 2013). APAs er et resultat av tidligere erfaringer der sensorisk og motoriske systemer samhandler for å gi riktig kontroll i forkant av bevegelser eller ytre påvirkninger og fungerer pre-refleksivt, og aktiveres både før og underveis i en bevegelse (Shumway-Cook & Woollacott, 2016).

Reaktive responser er reaksjoner på en forflytning av COM innenfor eller utenfor BOS og kan både være i henhold til normal postural svai, eller en reaksjon på ytre krefter (Shumway-Cook & Woollacott, 2016). Reaktive strategier i stående balanse er ofte knyttet opp mot ankelstrategi, hofte strategi, steg eller rekke og gripe bevegelser. Hvilken strategi kroppen bruker er styrt av sentralnervesystemet basert på hva endringen av COM i forhold til BOS skyldes, og biomekaniske begrensninger (Shumway-Cook & Woollacott, 2016). De biomekaniske begrensningene kan blant annet være akseforhold og om det er tilstrekkelig muskelstyrke for å kunne utføre en gitt handling (Brodal, 2004).

Hvilke strategier som brukes for å opprettholde balansen vil være avhengig av kontekst som om man er sittende, stående eller om man går (Shumway-Cook & Woollacott, 2016). Menneskets biomekaniske forutsetninger for å være oppreist er i utgangspunktet dårlig, da man har en liten BOS og høyt tyngdepunkt (Brodal, 2004). Å opprettholde den dynamiske balansen under gange er en svært komplisert oppgave for sentralnervesystemet da hele kroppen er i bevegelse og man skal kontrollere hele massen i forhold til BOS (Shumway-Cook & Woollacott, 2016). Balansekravene varierer i forskjellige faser av gange, som initieringen av gange, steady-state gange, oppbremsing og stopp av gange (Winter, 1995; Yiu, Caderby, Delafontaine, Fourcade & Honeine, 2017). En stor forandring fra stående stilling er at COM gjentatte ganger skal komme utenfor BOS før det etableres en ny BOS med nytt standben (Shumway-Cook & Woollacott, 2016). I tillegg vil bevegelser i stående stilling i stor grad være i anterior/posterior retning, mens det under gange blir økt bevegelse i mediolateral retning (Winter, 1995). I løpet av denne tiden vil også BOS reduseres fra å omhandle begge bena i dobbel standfase, til kun ett ben under svingfasen. Dette fører i tillegg til bevegelsen i fartsretningen, til en bevegelse mediolateralt over mot standbenet (Yiu m.fl., 2017). Under den posturale fasen vil APAs være viktig for å kunne forberede posturale muskler på hva som skjer under gange (Yiu m.fl., 2017) og i tillegg vil reaktive strategier basert på uventende hendelser, eller for stor forskyvning av COM i forhold til BOS være svært viktige (Shumway-Cook & Woollacott, 2016).

### **2.1.1 Balanseendringer og fallrisiko for personer med MS**

Balanseproblemer kan defineres som økt postural svai i stående, forsinket APAs og utfordringer med å føre COM ut mot kanten av BOS (Feinstein m.fl., 2015). Opp til 75 % av personer med MS har utfordringer med balansen (Feinstein m.fl., 2015). Studier viser nedsatt postural kontroll i form av økt bevegelse av COG i stående (Rougier m.fl., 2007) der postural kontroll involverer å kontrollere kroppen i rommet i henhold til stabilitet og orientering (Shumway-Cook & Woollacott, 2016). Siden de kliniske bortfallssymptomene ved MS skyldes nedsatt nerveledningshastighet som følge av demyelinisering og tap av aksoner i både hvit og grå substans vil en svekkelse av impulsføringen i nervene dermed kunne medføre nedsatt balanse avhengig av hvor skaden sitter (Myhr m.fl., 2014). En studie har også sett at balanseutfordringer og problemer med gange i stor grad korrelerer med skade på hvit substans i hjernen (Wolfson, 2001). Denne skaden kan både være relatert til sensoriske, kognitive eller motoriske fibre og en skade på et av systemene vil kunne medføre nedsatt balanse. En del personer med MS får også spastisitet og dette kan gi ekstra utfordringer med postural kontroll der personer med spastisitet i underekstremiteten har økt forflytning av COP og økt bevegelse i mediolateral retning (Sosnoff, Shin & Motl, 2010).

Flere studier viser at personer med MS har økt fallrisiko i forhold til friske personer (Davide Cattaneo m.fl., 2002; Mazumder, Murchison, Bourdette & Cameron, 2014), og fallraten øker etter hvert som sykdommen utvikler seg (Gunn m.fl., 2014; Nilsagård, Lundholm, Denison & Gunnarsson, 2009). Av betydelige risikofaktorer for fall er nedsatt balanse, nedsatt gangfunksjon, samt bruk av ganghjelpemidler (Davide Cattaneo m.fl., 2002; Coote, Finlayson & Sosnoff, 2014). Progressiv MS har høyest fallrisiko blant MS typene, og det er en sammenheng mellom alvorlighetsgrad, dårlig score på balansetester, ganghastighet og fall (Gianni, Prosperini, Jonsdottir & Cattaneo, 2014). Det er også sett at personer motorisk og sensorisk dysfunksjon sammen med cerebellære utfall fører til høy risiko for fall (Feinstein m.fl., 2015; Kalron, Givon, Frid, Dolev & Achiron, 2016). Fall forekommer ofte i situasjoner der personene med MS forandrer stillinger eller er i forflytning (Gunn m.fl., 2014) og aktivitetsnivået til personer med MS er redusert blant annet på grunn av fallrisiko (Anens m.fl., 2014; Streber, Peters & Pfeifer, 2016). I en studie er det sett at mesteparten av fallene forekommer innendørs og da spesielt på kjøkkenet eller på baderommet og da i forbindelse med aktiviteter i dagliglivet (ADL situasjoner) (Carling, Forsberg & Nilsagard, 2018). Personer med MS har også større risiko for skade i forbindelse med fall (M. H. Cameron, Poel, Haselkorn, Linke & Bourdette, 2011; Gunn m.fl., 2014). Osteoporose forekommer

offere for personer med MS og risikoen for brudd øker (Cosman m.fl., 1998). En annen faktor som er viktig for falltendens hos personer med MS er frykten for å falle der de som er redd for å falle har økt fallrisiko (Matsuda, Shumway-Cook, Ciol, Bombardier & Kartin, 2012). Dette kan føre til negative konsekvenser i form av redusert aktivitetsnivå, noe som kan føre til økte symptomer relatert til MS (Krupp & Christodoulou, 2001), samt at en inaktivitet kan føre til andre komorbiditeter (Einarsson & Hillert, 2015).

## **2.2 MS og individualisert fysioterapi**

Personer med MS blir ofte henvist til fysioterapi når de opplever nedsatt funksjon. Souza og Bates (2004) anbefaler at behandling hos fysioterapeut har 4 målsetninger; Opprettholde og øke bevegeligheten, bedre postural stabilitet, forhindre kontrakturer, opprettholde og bedre vektbæring (De Souza & Bates, 2004). I tillegg bør tilnærmingen være forankret i en grundig undersøkelse, samt en kontinuerlig prosess der man evaluerer tiltak, samt har kontinuerlig undersøkelse for å kartlegge forbedringer eller forverringer.

Fysioterapi har vist seg å ha god effekt på funksjonelle faktorer som mobilitet, styrke og utholdenhet (Khan & Amatya, 2017). Det er også påvist at fysioterapi kan ha effekt på balansen til personer med MS, men funnene er avhengig av type MS og alvorlighetsgrad (Feinstein m.fl., 2015; Paltamaa m.fl., 2012), der trening spesifikt mot balanse og gangfunksjon hadde best effekt (Gunn, Markevics, Haas, Marsden & Freeman, 2015). For pasienter med PPMS har en systematisk review funnet positiv effekt av fysioterapi på blant annet gangfunksjon og fatigue (Campbell m.fl., 2016).

To konsepter som er blitt brukt innen fysioterapi er CoDuSe og Bobath. CoDuSe er trening som går ut på integrering av kjernestabilitet med sensorisk stimulering og dual-task oppgaver. Studier har vist at personer med MS som har trent i henhold til dette konseptet har forbedret balanse og gangfunksjon i forhold til ingen intervensjon (Carling, Forsberg, Gunnarsson & Nilsagard, 2016; Forsberg, von Koch & Nilsagard, 2016; Nilsagard, von Koch, Nilsson & Forsberg, 2014). Det er også gjennomført studier med fokus på fasilitering av muskulatur, forbedring av alignment og integrering av sensorisk informasjon i henhold til Bobath konseptet (Ilett, Lythgo, Martin & Brock, 2016; Keser, Kirdi, Meric, Tuncer Kurne & Karabudak, 2013; Smedal m.fl., 2006). Dette har vist effekt i form av bedre forutsetninger for balanse med mobilitet i ankler, samt bedre balanse etter intervensjonen i enkelte av studiene. I tillegg til slike konsepter er det gjennomført spesifikk balansetrening med fokus på tilpasset

og spesifikk trening kombinert sensorisk trening, noe som har vist å bedre balansen til personer med MS (Brichetto, Piccardo, Pedulla, Battaglia & Tacchino, 2015; D. Cattaneo, Jonsdottir, Zocchi & Regola, 2007; D. Cattaneo m.fl., 2016; Gandolfi m.fl., 2015).

### **2.3 MS og trening**

Trening kan defineres som en systematisk påvirkning av kroppen over tid, med mål om å bedre eller opprettholde en eller flere deler av den fysiske formen, og kan deles opp i blant annet styrke, kondisjon og balanse trening (Nerhus, Anderssen, Lerkelund & Kolle, 2011). Hvilken effekt trening har på MS er usikker og avhengig av treningsform og funksjonsnivået til de som trener (Charron, McKay & Tremlett, 2018). Trening er vist å kunne ha effekt på en rekke funksjonelle faktorer for personer med MS blant annet bedre balanse, økt styrke og bedre kognisjon (Feinstein m.fl., 2015; Khan & Amatya, 2017; Latimer-Cheung m.fl., 2013; Platta, Ensari, Motl & Pilutti, 2016; Sandroff, Motl, Scudder & DeLuca, 2016), men det er ikke sett effekt på funksjonsnivået målt ved Expanded Disability Status Scale (EDSS) (Vedlegg 1) (Kurtzke, 1983). Det er dermed primært funksjonelle faktorer man har sett bedringer på. Det er fortsatt uklart hvordan trening påvirker fatigue der noen studier har vist redusert fatigue (Heine, van de Port, Rietberg, van Wegen & Kwakkel, 2015), mens Charron m.fl. (2018) så en økning i fatigue der flere droppet ut av studier grunnet dette. I tillegg til de positive effektene har også Charron m.fl. (2018) sett flere negative effekter som blant annet økt stølhet i etterkant av treningen, økt fatigue og økning av MS relaterte symptomer.

Hvilket formål treningen har kan variere, og effekten kan skje både perifert i muskler og perifere nerver samt i sentralnervesystemet (Borghuis, Hof & Lemmink, 2008; Brodal, 2013; Dahl, 2008). Nervesystemet har en viss plastisitet, noe som gir mulighet til endring i synapser både i form av struktur og egenskaper (Brodal, 2013). I tillegg skjer det en nevralt tilpasning i muskulatur i forkant av den initiale økningen i styrke med hypertrofi (Dahl, 2008). Hvilken effekt trening har på muskulatur og nervesystemet vil dermed være delvis avhengig av varighet på intervensjon, samt typen trening og intensitet.

For personer med god funksjon målt ved EDSS er det vist at høy intensitet styrketrening har positiv effekt på blant annet fatigue, opplevd helse og immunmarkører i blod og cerebrospinalvæske (Deckx m.fl., 2016; Kierkegaard m.fl., 2016). I tillegg er det vist at progressiv styrketrening av underekstremitetene kan bedre nerveledningshastigheten målt ved EMG (Dalgas m.fl., 2013). For utholdenhetstrening har en studie vist at det er trygt å



gjennomføre lav til middels intensiv trening for personer med EDSS under 7 og at det har positiv effekt på det kardiovaskulære systemet (Halabchi, Alizadeh, Sahraian & Abolhasani, 2017). Denne treningsformen har også vist positiv effekt av på de kontraktile egenskaper til muskulaturen, gangfunksjonen og ganghastigheten til personer med MS (Wens m.fl., 2015; Wonneberger & Schmidt, 2015).

## **2.4 Kjernestabilitet og kjernestabilitetstrening**

Kjernestabilitet kan defineres som: "the ability to control the position and motion of the trunk over the pelvis and leg to allow optimum production, transfer and control of force and motion to the terminal segment in an integrated kinetic chain activities." (Kibler, Press & Sciascia, 2006). Denne definisjonen samsvarer med annen litteratur som beskriver kjernen som hofte og bekkenområdet samt ryggraden og muskulatur som skal stabilisere eller bevege disse områdene (Willson, Dougherty, Ireland & Davis, 2005). I henhold til denne definisjonen omfatter kjerne passive og aktive strukturer over hofte, bekken og trunkus som kan bidra til kraftutvikling og stabilitet. Med passive strukturer menes blant annet leddbånd, brusk og bein (Willardson, 2014). For å kunne kontrollere hofte, bekken og ryggraden krever det aktivitet i sentrale muskler over hofte, langs ryggen og opp mot armene (Bente E. Bassøe Gjelsvik & Syre, 2016). Kjernestabilitet er et komplekst samspill mellom både passive strukturer som ryggraden samt sensoriske og motoriske enheter i området (Borghuis m.fl., 2008).

Kjernestabilitet er avhengig av lokale muskler som går over enkeltledd og globale systemer som strekker seg over flere ledd for eksempel fra sete til skulderen. I tillegg til å stabilisere ledd direkte vil også økt abdominaltrykk ved aktivisering av magemuskler kunne avstive mage og rygg og skape stabilitet (Borghuis m.fl., 2008). I tillegg til de aktive og passive strukturene i kjerneområdet vil kjernestabilitet også være avhengig av nevrologisk integrering der det er en sentral styring av hensiktsmessige rekrutteringsmønstre (Willardson, 2014).

Personer med MS har vist å ha nedsatt kontroll av trunkus i sittende sammenlignet med friske personer (Lanzetta, Cattaneo, Pellegatta & Cardini, 2004). Å kunne aktivere posturale muskler i APAs i forkant av bevegelser eller aktiviteter er en viktig egenskap som skaper mulighet for bevegelse av ekstremitetene (Bente E. Bassøe Gjelsvik & Syre, 2016). Pasienter med MS har i tillegg ofte nedsatt postural kontroll (Michelle H. Cameron & Lord, 2010), og har tregere APAs aktivisering, noe som gir større svingning i COP og dermed redusert balanse (Aruin, Kanekar & Lee, 2015; Krishnan, Kanekar & Aruin, 2012). Under gange er det også

vist at personer med MS kan ha kompensatoriske bevegelser der de ubevisst bruker den minst affiserte siden mer enn den mest affiserte siden for å opprettholde stilling og balanse (Ketelhut, Kindred, Manago, Hebert & Rudroff, 2015).

Kjernestabilitetstrening kan defineres på forskjellige måter, men i denne studien defineres det som trening som spesifikt skal påvirke kjernemuskulaturen med målsetning om å øke spinal stabilitet og overføre bevegelser fra under- til overekstremitetet (Willardson, 2014, s. 5). For å kunne bedre forutsetningene for bevegelse og bedre postural kontroll vil aktivering og samhandling mellom kjernemuskler være viktigere enn styrke og utholdenhet (Borghuis m.fl., 2008). Trening av kjernestabilitet og balanse må derfor trenes i oppgavespesifikk situasjon, der aktiveringen av muskler for å oppnå optimal alignment er viktigere enn styrke og kondisjonsaspektet dersom målsetningen er stabilitet i forbindelse med ADL situasjoner. Alignment refererer til hvordan kroppsdeler og funksjonelle enheter er posisjonert i forhold til tyngdekraften og BOS. Dersom kroppsdeler er i optimal alignment er det mindre behov for bruk av muskler for å holde stillingen (Shumway-Cook & Woollacott, 2016). Dette kan oppnås ved brukspress der nervebaner og bevegelser blir aktivert spesifikt mot oppgaven som skal løses (Kleim & Jones, 2008). Brukspress defineres i henhold til Kleim og Jones (2008) sine prinsipper "Use it or lose it" og "Use it and improve it" som viser behov for selektiv aktivering for å bevare og bedre nervebaner. I tillegg må det rette oppmerksomhet mot områdene som trenes siden læring skjer med bakgrunn i erfaringer (Borghuis m.fl., 2008).

## **2.5 Plastisitet og motorisk re(læring)**

Nevroplastisitet kan forstås som nervesystemet mulighet for strukturelle, funksjonelle og endringer av forbindelser som svar på indre eller ytre stimuli (Cramer m.fl., 2011).

Plastisiteten kan skje på aksonalt nivå, synaptisk nivå eller på makrostrukturelt nivå, samt ved nevrogenese, og mulighetene for plastiske endringer synes å øke etter en skade (Dietrichs, 2007). På denne måten kan funksjonene bedres på flere måter etter en skade, men varige endringer er avhengig av at synapsene brukes (Brodal, 2013). I etterkant av en skade der aksoner dør og flere synapser blir ledige, skilles det ut stoffer fra de gjenværende synapsene som stimulerer til knoppskyting fra nærliggende aksoner som igjen kan bedre funksjonen (Brodal, 2013). Hjernens plastisitet og mulighetene for endring er viktig både for normal utvikling, men også for rehabilitering etter skade på CNS. I etterkant av MS-attakk er det vist at det er økt mulighet for plastiske endringer (Tomassini m.fl., 2012).

Restitusjon etter en skade kan enten oppstå som en substitusjon der andre nærliggende områder i hjernen tar over for det skadede området eller som kompensasjon (Brodal, 2013). Plastisiteten og mulighetene til endring blir forbundet med motorisk læring som er en nyervervelse eller re-ervervelse av en motorisk aktivitet (Shumway-Cook & Woollacott, 2016). For at det skal kunne skje en motorisk læring er kroppen avhengig av flere faktorer som intensitet av treningen, at treningen oppleves som meningsfull og motiverende, at deltakeren får feedback på treningen og mengde trening (Brodal, 2013; Shumway-Cook & Woollacott, 2016). Kleim og Jones (2008) foreslo 10 prinsipper for aktivitetsavhengig plastisitet. Blant annet er det bruk av nervebaner for å forhindre tap, bruk av nervebaner for å bedre eksisterende funksjon, at treningen må være oppgavespesifikke og at treningen må være intensiv (Kleim & Jones, 2008). Siden MS er en tilstand der både myelinet rundt aksonene og aksonene selv kan bli skadet, vil potensialet for å bruke nervebanene være avhengig av størrelsen på skaden (Myhr m.fl., 2014). Nervene har fortsatt potensial til å sende signaler dersom aksonet ikke er ødelagt, og både substitusjon og kompensasjon være aktuelle strategier for rehabilitering. For MS kan det kanskje også være mulig å øke myelineringen med bruk av aksoner som er skadet (Jensen & Yong, 2016). I tillegg til skadene som er oppstått i forbindelse med inflammasjonen kan det i tillegg være tilegnet en lært ikke-bruk av deler av kroppen, noe som ikke nødvendigvis skyldes skade (Shumway-Cook & Woollacott, 2016). Videre kan en slik ikke-bruk av muskler hos personer med MS igjen føre til at muskulaturen blir svært fort sliten i tillegg til svakheten det medfører (Lenman, Tulley, Vrbova, Dimitrijevic & Towle, 1989).

En slik lært ikke bruk og kompensasjoner kan føre til at kroppen velger andre og dysfunksjonelle bevegelsesmønstre og på denne måten kan plastisiteten også være uhensiktsmessig (Peterson & Fling, 2018). Ved bevegelser velger man ubevisst ofte en bestemt bevegelsesmåte og Thelen & Smith (1994) omtalte det prefererte mønsteret som "attractor state". Slike bevegelsesmønstre er dynamiske og gjenstand for endring, men hvor endringsvillig mønstrene er vil være avhengig av hvor satt mønstrene er (Thelen & Smith, 1994). Thelen & Smith (1994) kalte de "attractor wells" og dersom bevegelsesmønsteret er godt forankret med en dyp brønn, vil det være vanskelig å endre på det. I etterkant av et angrep eller skade på nervesystemet vil den uhensiktsmessige plastisiteten kunne føre til bevegelsesmønstre som ikke er ønskelig. Dersom disse bevegelsesmønstrene blir godt forankret vil det dermed være vanskelig å endre på dem i etterkant.

For MS pasienter kan trening gi samme motoriske læringen som hos friske til tross for redusert utgangsnivå (Casadio, Sanguineti, Morasso & Solaro, 2008; Morgen m.fl., 2004). Læringsprosessen ser imidlertid ut til å være tregere enn normalt, spesielt ved komplekse oppgaver (L. Leocani m.fl., 2007). Denne relæringen av motoriske oppgaver kan også oppstå uavhengig av alvorlighetsgraden av MS (Tomassini m.fl., 2011). Mulighetene for bedring av motorisk kontroll har vist seg å være størst i trening med oppgaveorientert rehabilitering (Feinstein m.fl., 2015). En annen faktor som taler for at man bør gjennomføre oppgavespesifikk trening er at det hos friske individer er vist liten overføringsverdi i treningseffekt mellom oppgaver som det trenes spesifikt på og andre oppgaver (Kummel, Kramer, Giboin & Gruber, 2016). Dersom man trener i liggende og sittende stillinger, er det usikkert om det har overføringsverdi til oppgaver i stående.

## **2.6 Tidligere studier om trening av kjernestabilitet og balanse hos personer med MS**

Det finnes flere tidligere studier som har sett på trening av kjernestabilitet for personer med MS (Amiri, Sahebozamani & Sedighi, 2018; Bulguroglu m.fl., 2017; Fox, Hough, Creanor, Gear & Freeman, 2016; Freeman m.fl., 2010; Kalron, Rosenblum, Frid & Achiron, 2017; Normann m.fl., 2016). Fox m.fl. (2016) gjennomførte en randomisert kontrollert studie (RCT) med 100 deltakere som så på gangfunksjonen etter en intervensjon mot kjernemuskulaturen med pilatesøvelser. Studien viser ingen signifikant effekt av pilates i forhold til standard trening eller hvile. En annen RCT med 45 deltakere av Kalron m.fl. (2017) fant i motsetning til Fox m.fl. (2016) at pilates hadde effekt, men ikke større enn kontrollgruppen, som var vanlig fysioterapi. Bulguroglu m.fl. (2017) har i en annen RCT studie som har sett på pilates fant ut at to forskjellige pilatesprogrammer hadde bedre effekt en hjemmeøvelser med fokus på pust og bevegelse .

I en case-control studie av 8 personer så Freeman m.fl. (2010) at trening av kjernemuskulatur hadde effekt på gangfunksjon og enkle balansetester. Øvelsene som ble gjennomført var trening i liggende, sittende, firfotstående og stående. Normann m.fl. (2016) så i en pilotstudie på individuelt tilpasset gruppetrening med fokus på trening av kjernemuskulatur og fant en signifikant effekt på gangfunksjonen til personer med MS. Studien hadde øvelser som var i liggende, sittende, firfotsstående, sittende på ball og i stående. Amir m.fl. (2018) har også sett på kjernestabilitetstrening etter Jeffrey Core Stabilization Program som også har øvelser i

stående, sittende og liggende. I denne studien fant de god effekt av treningen for kvinner med MS som har EDSS høyere enn 3,5.

I tillegg til studiene som har sett på kjernestabilitetstrening er det flere studier som har sett på balansetrening for personer med MS (Davies m.fl., 2016; Kasser, Jacobs, Ford & Tourville, 2015; Tarakci, Yeldan, Huseyinsinoglu, Zenginler & Eraksoy, 2013). Disse studiene har i stor grad hatt fokus på stående trening, men har i tillegg hatt annet fokus som somatosensorisk stimulering eller fokus på trening av områder distalt for kjerneområdet.

Som det står over er det ingen studier som har sett om kjernetrening i stående har effekt på dynamisk balanse for personer med MS. Trening av kjernestabilitet i forskjellige stillinger har hatt god effekt på gangfunksjon og balansen til personer med MS. Siden plastisitet og mulighet til endring viser å være størst i oppgavespesifikk trening (Feinstein m.fl., 2015; Kleim & Jones, 2008) er dette et område som trenger forskning. Trening av kjernemuskulatur i stående stilling vil være oppgaveorientert og relevant for balanse og bør derfor ha muligheten både til å endre forutsetningene for bevegelse av ekstremitetene, stabilisere kroppen i antisipatoriske og reaktive mønstre og dermed endre balansen.

### **3 Hensikt med studien**

Siden jeg ikke har funnet tidligere studier har sett på effekten av aktivering av kjernemuskulatur i stående stilling, er dette noe som trenger økt forskning. Dette blir spesielt relevant da de fleste fallsituasjoner for personer med MS skjer i forbindelse med stående aktivitet, eller forflytning over korte distanser i hjemmet.

#### **3.1 Problemstilling**

Dette fører frem til følgende problemstilling:

”I hvilken grad kan individuelt tilpasset trening av kjernestabilitet i stående stilling påvirke dynamisk balanse hos personer med moderat MS.”

## 4 Metode

### 4.1 Vitenskapelig forankring

Metoden i denne studien er kvantitativ metode, forankret i det naturvitenskapelige perspektivet som regnes inn under positivismen (Polit & Beck, 2016). Posivismen går ut fra at det eksisterer en objektiv virkelighet som er fri for menneskelig observasjoner og denne virkeligheten kan man prøve å reprodusere ved målinger og observasjoner av et gitt fenomen (Carter, Lubinsky & Domholdt, 2011). I forskning har man forstått at en slik virkelighet er vanskelig å skape, men man forsøker å skape en situasjon som er tilnærmet denne virkeligheten ved å forsøke å kontrollere feilkilder så langt det er mulig (Polit & Beck, 2016). I denne studien ble problemstillingen undersøkt ved at deltakerne ble testet gjentatte ganger før det ble gjennomført en intervensjon med nye målinger for å se om intervensjonen har hatt effekt i henhold til problemstillingen. Testene som ble gjennomført hadde som målsetning å se på deltakernes dynamiske balanse inkludert gangfunksjon over en kort distanse. Objektivitet er viktig i den naturvitenskapelige metoden og det ble derfor brukt standardiserte tester, samt at målingene ble gjennomført så likt som mulig hver gang de gjennomført. Samme utstyr ble brukt ved hver testsekvens og det var samme person som scoret testene.

Andre systematiske feil ble forsøkt kontrollert blant annet ved at deltakerne forsøkte å opprettholde eksisterende aktivitetsnivå, samt at de ikke startet med nye aktiviteter underveis i oppfølgingen. Ved store endringer utenom studien, vil det være vanskelig å si om studien eller endringer er årsak i eventuelle forbedring eller forverring på testene. Ingen av deltakerne endret på medisiner eller hadde angrep under studiens forløp.

### 4.2 Design

I denne studien ble det valgt en Single Subject Experimental Design (SSED) med to deltakere. Dette er en metode som egner seg godt for å undersøke nye intervensjoner og det er mulighet for å kartlegge endringer underveis og etter en intervensjon (Polit & Beck, 2016; Portney & Watkins, 2009). En SSED studie vil ha begrenset overførbarhet til andre med tilsvarende diagnose, men vil være en effektiv måte å undersøke hvordan en intervensjon kan påvirke en avhengig variabel over tid (Evans, Gast, Perdices & Manolov, 2014). Designet er lagt opp til at deltakeren er sin egen kontroll og måles opp mot et utgangspunkt (baseline) før en intervensjon (Evans m.fl., 2014). En SSED har minimum 2 faser og de enkleste SSED studiene er AB design der A er fase uten intervensjon og B er fase med intervensjon (Kazdin,



2011; Tate m.fl., 2013). Denne studien hadde et ABAA design der det var to oppfølgingsfaser etter intervensjonen.

Baselineundersøkelsene er essensielle for å kunne måle endringer (Smith, 2012). For å redusere risikoen for bias er det viktig med flere målinger i hver fase. Antall målinger varierer i litteraturen, men Smith (2012) har sett at det bør minimum være 3-5 målinger. I andre faser som under intervensjon eller faser i etterkant av intervensjonen er det anbefalt minimum 3 målinger i hver fase (Tate m.fl., 2013). I denne studien ble det bli gjennomført 6 baselinemålinger, 5 målinger underveis i intervensjonen, 3 målinger i første oppfølgingsfase og 3 målinger under 2. oppfølgingsfase. Dette vil være i henhold til standarder fra Smith (2012) og Tate m.fl. (2013).

Studien er godkjent fra REK (vedlegg 2) 03.07.2017 og ble gjennomført fra august 2017 til mai 2018.

### **4.3 Utvalg og rekruttering**

Det ble rekruttert to personer med MS i denne studien. Inklusjonskriteriene var 1) at deltakere har EDSS score mellom 3,5 – 6,5 hvilket betyr at deltakerne kan gå selvstendig med eller uten hjelpemidler. 2) Deltakerne må kunne forstå instruksjon. Eksklusjonskriteriene var 1) attack siste 3 måneder, 2) motta annen fysioterapi i løpet av intervensjonen. 3) andre tilstander med påvirkning på balanse eller gangfunksjon.

Rekrutteringsperioden foregikk fra september 2017 til desember 2017. Deltakerne til studien ble rekruttert i samarbeid med den lokale MS foreningen og i samarbeid med MS sykepleiere ved Sykehuset Namsos. Lederen for den lokale MS foreningen og MS sykepleiere fikk det informerte samtykket som ble godkjent av REK (vedlegg 3) og et informasjonsskriv (vedlegg 4) for å kunne dele ut til personer i målgruppen. Personer som ønsket å delta ble deretter bedt om å ta kontakt med MS sykepleier for å få EDSS score. Tre personer som ønsket å delta hadde for lav EDSS score for å kunne delta i studien (1,5-3 EDSS). Dersom personer møtte inklusjonskriteriene/eksklusjonskriteriene ble det gitt muntlig informasjon om studien via telefon. Deretter ble det sendt ut skjema for informert samtykke per post med vedlagt frankert returkonvolutt. Begge deltakerne fikk både muntlig og skriftlig informasjon om at deltakelse var frivillig. I forbindelse med at det tok tid før deltaker 2 ble rekruttert, ble det bestemt at deltaker 1 startet etter en måned med rekruttering, etter hennes ønske. Deltaker 2 startet med

baselineundersøkelsene rett i forkant av jul og måtte ha 2 baselinemålinger i januar etter et opphold på en uke. Begge deltakerne leverte inn samtykkeerklæringen personlig i forkant av studien. De tre personene som ikke hadde riktige inklusjonskriterier fikk tilbud om gruppebehandling for personer med MS av forskningslederen.

## **4.4 Deltakere**

### **4.4.1 Beskrivelse av deltaker 1**

Deltaker 1 er en kvinne på 53 år som fikk diagnosen RRMS i 2006. Sykdommen har vært attackpreget med mest sensoriske utfall med nedsatt førlighet i både armer og ben. Hun har ikke hatt attack de siste 5 årene og det er ikke vist endringer på MR siden siste attack. Hun bruker fast Fampyra som medisin for MS og opplever at den har hatt god effekt. Deltaker 1 har en del fatigue og opplever at hun må ta det veldig rolig enkelte dager. Til vanlig jobber 50% stilling på kontor og er ufør i 50%. Dagene er tilpasset hennes funksjon og dagsform, og jobber dermed kortere dager 3 dager i uken. Hun har ikke hjelpemidler under gange og har ikke noe hjelp i hjemmet. Opplever selv at hun er ustødig og at hun har svært lite følelse i bena. Hun klarer ikke å kjenne om underlaget er jevnt eller ruglete. I løpet av de siste 2 årene har hun hatt 2 fall.

Under gange er bena lett utadrottert. Hun vagger under gange og har stor sideveis bevegelse med tydelig trendelenburg over hoftene. Sidelik stand- og svingfase på begge sidene med økt bruk av armer under gange for å opprettholde balanse. Ivaretar ofte balansen ved bruk av armene ut mot sidene. Faller av og til over utsiden av foten, men tar seg igjen med støtteskritt. Trappengange er utfordrende for henne og må holde seg fast med begge armene for at bena ikke skal svikte. Ett av de to fallene hun har hatt var relatert til trapp. Mestrer ikke å gå langs en linje på gulvet og må da ta støtte ut mot sidene, samt at hun bruker armene aktivt som vektarm. Klarer å gå opp på hæl og tå dersom hun har mulighet til å holde seg i noe. Dersom hun ikke får støtte via armene i får hun betydelig økt svai i hoftene og tar dermed ikke full høyde. I stående stilling har hun lett fleksjon i hoftene. Betydelig økt postural svai der hun har mest hoftestrategi. Ved lateral reach kompenserer hun med å skyte ut hoften til motsatt side. Nedsatt kraft bilateralt i over- og underekstremitetene med 4+ på Oxfod Scale ved isometrisk abduksjon og fleksjon i hofte, fleksjon i kne og plantarfleksjon i ankel. Ved plutselig forflytning av tyngdepunkt har hun lett for å overkompensere med armer og bruker tid på å finne tilbake balansen. Ved undersøkelse av bena har hun problemer med å angi riktig retning

på tærne og hun merker lite til berøring av foten nedenfor midtre del av legg. Spesielt er det utfordring med å kjenne trykk mot fotsålen. Ikke evne til å kjenne vibrasjoner i foten.

Studiens behandlende fysioterapeut anslår sensibiliteten i bena og spesielt fotsålene som deltaker 1 sitt hovedproblem. I tillegg har hun forsinkede APAs med økt postural svai og svakheter over utsiden av hofte.

#### **4.4.2 Beskrivelse av deltaker 2**

Deltaker 2 er en mann på 83 år som fikk MS diagnose for omtrent 20 år siden. Han har PPMS og har hatt en gradvis progresjon i funksjonstap. Bruker Fampyra fast for MS. Har gode og dårlige dager og anslår at han har 3 dårlige dager i løpet av en 2 ukers periode. Tåler varme dårlig. På sommeren kan han bli sengeliggende store deler av dagen på de varmeste dagene. Går mesteparten av tiden uten hjelpemidler. På de dårlige dagene bruker han en krykke i venstre hånd. Forflytter seg selv i hjemmet og har trappeheis for å komme seg mellom etasjene. Kjører bil selv og har ikke noe hjelp i hjemmet. Bor sammen med kone som hjelper til på de dårlige dagene. Under gange løftes ikke høyre fot opp fra underlaget og den subber langs bakken og tar vekt på tærne først. Kroppen roteres lett mot høyre side under gange. Spastisitet i plantarfleksorene med tydelig klonus ved strekk på høyre side. Kortere standfase på høyre fot og får ikke til hælsett på venstre side. I stående stilling er det økt postural svai. Holdningen er preget av lett fleksjon i hoftene og forøkt thoracal kyfose og med protraisert skulder på høyre side. Står med mest vekt på venstre side. Balansen er nedsatt og klarer ikke å stå på høyre fot uten å holde seg i noe. Faller ut med hoften i tydelig trendelenburg når han forsøker å ta kroppsvekten på høyre fot. Behandlende fysioterapeut måler nedsatt kraft i høyre sidesabduktore i hofte, i hofteekstensorer og plantarfleksorer med 4 på Oxford scale. Spastisitet i adduktorene i høyre sides hofte. Høyre hånd er spastisk og med fleksjonskontrakturer i albue og fingre. Klarer ikke å strekke ut fingrene selv og kan dermed ikke bruke krykke på denne siden. Har tidligere gått til fysioterapeut for å forsøke å bedre håndfunksjonen. Opplever bedring av dette i kombinasjon med botox behandling.

Studiens behandlende fysioterapeut anslår stabiliteten over høyre hofte som hovedproblem. I tillegg en del strukturelle utfordringer relatert til kroppsholdning og spastisitet som gir en lært ikke-bruk av stabilitetsmuskler over hofte på høyre side.

## 4.5 Målinger

I denne studien ble det benyttet tester som er valide og reliable for pasienter med MS. Testene skulle ha hovedfokus på dynamisk balanse for personer med MS. I tillegg fylte behandlende fysioterapeut og deltakerne ut et selvevalueringsskjema som hadde fokus på deres opplevelse av deltakerens balanse. Målingene ble gjennomført på samme tid og i samme lokale, med samme utstyr hver gang. Deltaker 1 ønsket å benytte sko under målingene, mens deltaker 2 gjennomførte målingene uten sko og sokker. Ingen av deltakerne hadde behov for å bruke hjelpemidler under målingene. Deltaker 1 gjennomførte alle baselinemålingene i løpet av en 2 ukers periode, mens deltaker 2 gjennomførte målingene i løpet av 3 uker. Årsaken til endring hos deltaker 2 var at det ble oppstart rett i forkant av jul. Det ble dermed gjennomført 4 baselinemålinger først, deretter en uke med pause, før det ble gjennomført 2 baselinemålinger. Målingene ble gjennomført av fysioterapeut på Træn AS. Fysioterapeuten hadde ikke kjennskap til deltakerne i forkant. Underveis var fysioterapeuten blindet for hvilken intervensjon som ble gjennomført ved Sykehuset Namsos. Fysioterapeuten gjennomførte i ukene i forkant av studien flere målinger av personer med nevrologiske lidelser, samt personer uten plager, sammen med forskningsleder for å se at det var samsvar på testene.

## 4.6 Tester av balanse

### 4.6.1 Trunk Impairment Scale Norsk versjon (Vedlegg 6)

Trunk Impairmentscale Norsk Versjon (TIS-modNV) (Bente E. Bassøe. Gjelsvik m.fl., 2012) er en oversettelse av Trunk Impairment Scale (TIS) som er en funksjonstest som måler statisk balanse, dynamisk balanse og koordinasjon i sittende og var i utgangspunktet rettet mot slagpasienter (Verheyden m.fl., 2004). Testen er også vist å være reliabel og valid for kvinner og menn med MS med EDSS mellom 5,5 – 8,5 (Verheyden m.fl., 2006). Studien har ikke skilt mellom type MS. TIS-modNV har samme utgangsstilling for alle deltestene der deltakeren sitter på en benk med armer hvilende på lårene, knærne i 90 grader og hode og trunkus i midtlinjen. Statisk balanse evalueres ved å se om pasienten har mulighet til å sitte i riktig utgangsstilling. Dynamisk balanse evalueres ved 1) deltakeren lener seg ned mot siden med albuen ned til benken. 2) Testen gjentas mot motsatt side. 3) Deltakeren løfter opp bekkenet på ene siden. 4) Samme bevegelse gjennomføres på motsatt side. Koordinasjon evalueres ved 1) deltakeren roterer øvre del av trunkus frem og tilbake. 2) Deltakeren roterer nedre del av trunkus 6 ganger. Alle bevegelser har fokus på kvalitet i forkortning og

forlenging av muskulatur og på å evaluere eventuelle kompensatoriske strategier. Maksimal score for TIS-modNV er 16. Testen kan brukes for å evaluere behandlinger der kvaliteten av trunkus bevegelse er relevant (Verheyden m.fl., 2004). Testen tar omtrent 10 minutter. En gjennomgang av blant annet TIS viser at denne testen er anbefalt for personer med MS, men for personer med EDSS under 4, er testen svakere (Potter m.fl., 2014).

#### **4.6.2 Mini Balance Evaluation Systems Test (Vedlegg 7)**

Mini Balance Evaluation Systems Test (Mini-BESTest) er en modifisert utgave av Balance Evaluation Test (BESTest) som ser på forskjellige kategorier for balanse (Franchignoni, Horak, Godi, Nardone & Giordano, 2010). Testen undersøker 1) Antisipatorisk stillingsendring ved sittende til stående, reise seg opp på tå og ved å stå på ett ben. 2) Reaktiv postural kontroll testes ved korreksjon ved hjelp av kompensatorisk skritt fremover, korreksjon ved hjelp av kompensatorisk skritt bakover og korreksjon ved hjelp av kompensatorisk skritt mot sidene. 3) Sensorisk orientering testes stående med samlede føtter på fast underlag med åpne øyne, med lukkede øyne på balansepute og på skråbrett med lukkede øyne. 4) Dynamisk gange testes ved endring av ganghastighet, gange med horisontale hodebevegelser, gå over hindringer, samt Timed Up and Go med og uten dual-task. Testen har totalt 14 deltester og varer omtrent 15 minutter. Hver deltest scores fra 0 til 3 basert på kvaliteten på gjennomførelsen. Testen er valid og reliabel for pasienter med nevrologiske lidelser (Di Carlo, Bravini, Vercelli, Massazza & Ferriero, 2016). BESTest er valid og reliabel for kvinner og menn med MS (Potter m.fl., 2017). Den norske versjonen av mini-BESTest er validert for personer med fallrisiko, der 10 av deltakerne, hvorav 3 menn, hadde MS (Hamre, Botolfsen, Tangen & Helbostad, 2017). Testen er også reliabel for personer med balanseproblemer der en liten andel hadde MS, samt at det er liten tak eller gulveffekt i testen (Godi m.fl., 2013)

### **4.7 Tester av gangfunksjon**

#### **4.7.1 Timed 25-foot walk (Vedlegg 8)**

Timed 25-foot walk (T25FW) er en test som ser på gangfunksjonen over en kort distanse for personer med MS (Bethoux & Bennett, 2011). Testen gjennomføres ved at pasientene går så fort og trygt de klarer en merket løype på 25-foot eller 7,62 meter. Testen foregår i en rett

linje og deltakeren kan bruke hjelpemidler dersom det er ønskelig. Testen starter med en gang første fot forlater bakken og stoppes med den gang en kroppsdel passerer 25-foot merket. Testen gjennomføres to ganger og snitttiden i sekunder føres som resultat (Motl m.fl., 2017). Testen har en statisk start og det er over to meter etter 25 foot merket for oppbremsing.

Testen er reliabel på kort og lang sikt (Motl m.fl., 2017). Siden testene måler gangfunksjon over en kort distanse er den også innholdsvalid for hverdagslivet og er valid for å undersøke gangfunksjon og eventuell dysfunksjon (Motl m.fl., 2017). En feilkilde med testen er at den har en floor effekt for pasienter med mild sykdom (Bethoux & Bennett, 2011). Denne studien skal derimot se på effekten av pasienter med moderat MS. En endring av resultatet på 20% anses som klinisk meningsfullt (Bethoux & Bennett, 2011).

## **4.8 Test av subjektiv opplevelse av endring av balanse**

### **4.8.1 Patient/Clinician Global Rating of Change (Vedlegg 9/vedlegg 10)**

For å se om eventuelle endringer i balanse også oppleves av pasient og terapeut, fylles et selvrapporteringsskjema (Global Rating of Change) (Kamper, Maher & Mackay, 2009) ut hver uke under intervensjonen, en gang rett etter intervensjon og en gang en måned etter intervensjonen. Både fysioterapeuten (Clinical Global Rating of Change (CGRC)) og deltakeren (Patients Global Rating of Change (PGRC)) fyller ut skjemaet separat for å se om opplevelsen av endring er forskjellig hos dem. Etter intervensjonen er det bare deltakerne som fyller ut skjemaet da behandlende fysioterapeut ikke følger opp deltakerne i etterkant. Testen er en 11 punkts skala som er vist å være det beste kompromisset mellom muligheten til å måle endring, test-retest reliabilitet og pasientens preferanse (Kamper m.fl., 2009).

## **4.9 Intervensjon**

Intervensjonen foregikk på Sykehuset Namsos over 5 påfølgende uker. Fysioterapeuten som gjennomførte intervensjonen var blindet for testresultatene. Det ble gjennomført tre behandlinger per uke. Intervensjonen ble gjennomført av fysioterapeut med 5 års erfaring med behandling av nevrologiske pasienter. Fysioterapeuten undersøkte deltakerne selv før intervensjon og hadde mulighet til å legge opp trening i henhold til hvilke områder innen balanse og kjernemuskulatur som var nedsatt (Bente E. Bassøe Gjelsvik & Syre, 2016; Horak,



2006). Intervensjonen som ble gjennomført var oppvarming i 10 minutter, deretter 40-50 minutter med øvelser rettet mot aktivering og bruk av kjernemuskulatur i stående i 5 uker. Fysioterapeuten hadde mulighet til å tilpasse øvelsene for at de skulle være gjennomførbare for deltakerne, samt for å ivareta optimal alignment (Shumway-Cook & Woollacott, 2016). I tillegg hadde fysioterapeuten mulighet til å sette større brukspress på områder som hadde større behov, så lenge det har et fokus på kjernemuskulatur. Målsetningen med intervensjonen var å aktivere kjernen i henhold til Kibler m.fl. (2006) definisjon. Treningen gikk ut på å stabilisere hofta og bekken og gjerne i kombinasjon med bevegelse. På denne måten kan kjerneområdet være stabil samtidig som man får kraftutvikling i over eller underekstremiteten. Intervensjonen blir dermed i henhold til Willardsons (2010) definisjon av kjernestabilitetstrening med å stabilisere segmenter for kraftutvikling. Alle øvelsene var dynamisk der COM forflyttet seg innenfor BOS eller utenfor BOS.

Fysioterapeuten kunne variere utgangsstillinger for deltakerne i form av vanlig stående, gangstående, stående i trapp eller på steppkasse og enfotsstående. Fysioterapeuten kunne legge inn andre elementer (som for eksempel terapiball, strikk og medsinball) for aktivering av kjernemuskulatur, samt for å skape økt vanskelighetsgrad med funksjonelle bevegelser der kjernemuskulaturen må aktiveres før andre bevegelser. Avanserte øvelser ble ikke gjennomført uten at deltakerne klarer å opprettholde alignment og aktivitet i kjernemuskulatur. Treningen ble forsøkt relatert til daglige aktiviteter for å være motiverende, samt for å skape oppmerksomhet mot øvelsene (Brodal, 2013). Vedlegg 5 viser eksempler på øvelser som ble gjennomført.

Deltaker 1 møtte opp til alle behandlingene, mens deltaker 2 var syk i en uke av behandlingsforløpet. Det ble ikke rapportert om problemer i forbindelse med behandlingene, men deltaker 2 ble sliten i etterkant av behandlingene i starten. Øvelsene ble endret og gjort lettere eller vanskeligere dersom det var behov for det. Dersom behandler opplevde at øvelsene ble for lette for deltakeren ble det også lagt inn nye øvelser for å øke utfordringer. Ved to anledninger for deltaker 1 og ved tre anledninger for deltaker 2 ble behandlingen gjennomført av annen fysioterapeut fra nevrologisk avdeling på Namsos Sykehus. Det ble ført journal fra hver gang og vikarierende fysioterapeut fortsatte med samme behandlingsopplegg som behandelende fysioterapeut hadde startet med.

#### **4.9.1 Beskrivelse av individualisert trening for deltaker 1**

I den individualiserte fysioterapibehandlingen for deltaker 1 ble det lagt vekt oppå aktivere kjernemuskulatur som stabiliserer trunkus og hofte og da med hovedfokus på sideveis stabilitet. Øvelsene ble gjennomført med 10-15 repetisjoner og med 3 sett. Øvelsene gikk ut på knebøy med forskjellig utgangsstillinger der det var fokus på å ha optimalt alignment over hofte og kontroll på bekken gjennom hele bevegelsesbanen. I tillegg ble det gjennomført knebøy med terapiball bak ryggen samtidig som hun etter hvert holdt en medisinball med strake armer foran kroppen for å aktivere den dype kjernemuskulaturen. Under øvelsen var det fokus på å ha kontakt med ballen med korsryggen og trekke in navlen, samt fokus å holdning og alignment for å bygge opp stabilitet over hofte. I tillegg ble det lagt vekt på stående rotasjoner av overkropp med strikk og kast av medisinball. Hun jobbet med APAs i forbindelse med hurtige bevegelser der hun holdet vektstav foran kroppen og flekterer fort opp samtidig som hun aktiverer magemuskulatur. Alle øvelsene ble tilpasset med økt vektbelastning dersom det opplevdes lett for deltakeren. I tillegg ble det lagt fokus på å opprettholde optimal alignment over hofte under øvelsene da deltaker 1 hadde tendenser til å gå med trendelenburg gange og går med bredbent gange. Alle øvelsene ble gjennomført med fokus på teknikk og innenfor deltakerens rammebetingelser. Eksempler på øvelser er lagt ved som vedlegg 5

#### **4.9.2 Beskrivelse av individualisert trening for deltaker 2**

I den individualiserte fysioterapien for deltaker 2 ble det lagt vekt på å øke stabiliteten over høyre sides hofte kombinert med fokus på postural kontroll i trunkus. Treningen har foregått med mellom 10-15 repetisjoner og med 1-4 sett. Fysioterapeuten tok hensyn til at deltakeren ble sliten og ikke klarte å være like aktiv etter treningene de første gangene. Det ble redusert litt på antall øvelser for å unngå dette. Øvelsene har gått ut på å aktivere hofte i abduksjon i stående der han jobber med å opprettholde alignment over standbenet, og postural stabilitet. I tillegg har det vært reise og sette seg ned mot en stol med fokus på overkroppens stilling og alignment. I tillegg har det vært fokus på postural kontroll ved å gå opp og ned på steppkasse der tyngdepunktet forflyttes ut mot nytt standben og mål om å opprettholde alignment over hofte når han kommer over det nye standbenet. For å øke fokuset på trunkus og APAs ble det lagt inn øvelser med stående roing med strikk. Hver gang behandler eller deltaker opplevde at øvelsene ikke stilte tilstrekkelig krav, ble vektbelastningen eller antall repetisjoner økt,

såfremt at han klarte å opprettholde den posturale kontrollen og optimalt alignment under øvelsene. Eksempler på øvelser er lagt ved som vedlegg 5

Deltaker 2 møtte opp til 12 av 16 behandlinger. Han var borte hele uke 3 grunnet problemer med øynene.

#### **4.10 Analyse**

I denne studien ble resultatene analysert ved visuell analyse av grafer og deretter ble grafene vurdert opp mot 2 Standard Deviation Band Method. Denne metoden går ut på å beregne et gjennomsnitt av baselinemålingene og deretter regne ut 2 standardavvik (2 SD) fra gjennomsnittet (Carter m.fl., 2011). I en slik analyse indikerer 2 påfølgende målinger i fasene etter første baselinemåling utenfor 2 SD at det har vært en signifikant endring (Ottenbacher, 1986). Siden studien er ute etter å avdekke endringer og da også om det skjer i en bestemt fase, vil hver fase bli vurdert separat (Carter m.fl., 2011).

#### **4.11 Etiske betraktninger**

For å kunne forske på mennesker der det er som mål å skape ny kunnskap, skal Regional Etisk Komite (REK) søkes jamfør Helsinkideklarasjonen (De nasjonale forskningsetiske komiteene, 2010). Med bakgrunn i retningslinjene i Helsinkideklarasjonen ble det utarbeidet et informert samtykke som ble godkjent av REK etter endringer i august 2017 (vedlegg 3). Rekrutteringen av deltakere ble gjort via MS-forening og MS-sykepleiere der aktuelle deltakere selv tok kontakt med forskningslederen dersom de ønsket å delta. Det ble satt opp et møte med aktuelle deltakere og forskningslederen der de fikk informasjon om prosjektet, tidsplan og der det ble understreket at de til enhver tid kunne trekke seg fra studien, uten å måtte oppgi årsak, samt at de kunne kreve at data som ikke var brukt i analyse skulle slettes. Denne informasjonen ble også gitt skriftlig gjennom det informerte samtykket. Det informerte samtykket ble sendt ut per post med frankert returkonvolutt. Begge deltakerne valgte å levere returbrevet personlig. Deltakere som ikke ble inkludert i studien fikk tilbud om undersøkelse og gruppebehandling på Træn AS i etterkant av studien.

Alle involverte i prosjektet har hatt taushetsplikt jamfør Helsepersonelloven (Helse- og omsorgsdepartementet, 2001). Alle data som ble samlet inn ble kodet og oppbevart innlåst på Træn AS. Digitale data ble oppbevart på en ekstern harddisk kryptert med passord, innlåst i

samme skap. Bakgrunnsinformasjon som yrke, bosted og anamnese, samt epikrise og rapport fra behandlende fysioterapeut ble kodet og innlåst i separat skap. Begge deltakerne ble informert om at innsamlet data ble anonymisert slik at de ikke skal gjenkjennes fra studien.

Siden designet på studien er en SSED med multiple undersøkelser over en lengre tidsperiode ble det satt opp en individuell plan for hver av deltakerne. Dette resulterte i at deltaker 2 hadde en litt annerledes baselineundersøkelse som strakk seg over en lengre periode i forhold til planen. Siden intervensjonen kombinert med hyppige målinger var en stor endring i aktivitetsnivået for deltakerne ble det gitt informasjon om at det kunne oppstå stivhet og at de ble mer sliten enn vanlig. Det ble også poengtert for deltakerne og behandlende fysioterapeut at intensiteten skulle justeres i henhold til den enkelte. For deltaker 2 måtte det gjøres justeringer siden han ble svært sliten i etterkant av de første behandlingene. Deltakerne fikk også beskjed om at det var ønskelig at de opprettholdt det vanlige aktivitetsnivået. Ingen av deltakerne hadde oppfølging av fysioterapeut de siste 2 månedene i forkant av studien og det ble ikke startet nye behandling underveis. En ulempe med 2 oppfølgingsfaser over en lengre periode uten intervensjon, kan være at en eventuell endring som resultat av studien, ikke blir opprettholdt. Deltaker 1 hadde oppstart sent på året og fikk ingen økonomiske belastninger i henhold til studien grunnet frikort. Studien ble dekket i henhold til egenandelstak 1 på sykehus der det er en egenandel som dekkes av den enkelte, samt en del som dekkes av staten. Ved kostnader over 2258 (i 2018) dekkes egenandelen av staten. For deltaker 2 som hadde oppstart av intervensjon tidlig i 2018, ble det betalt egenandel de første gangene frem til han fikk frikort. Deltaker 2 har fått frikort hvert år de siste årene, og studien vil dermed ikke medføre økt årlig kostnad, men heller at kostnadene ble samlet de første månedene. For enkelte kan det dermed ha vært en utfordring å delta på studien siden kostnadene som tidligere ble fordelt på et helt år, ble sentrert på starten av året. I tillegg kan det ha vært en hindring for enkelte deltakere for å bli med i studien.

## **5 Resultater**

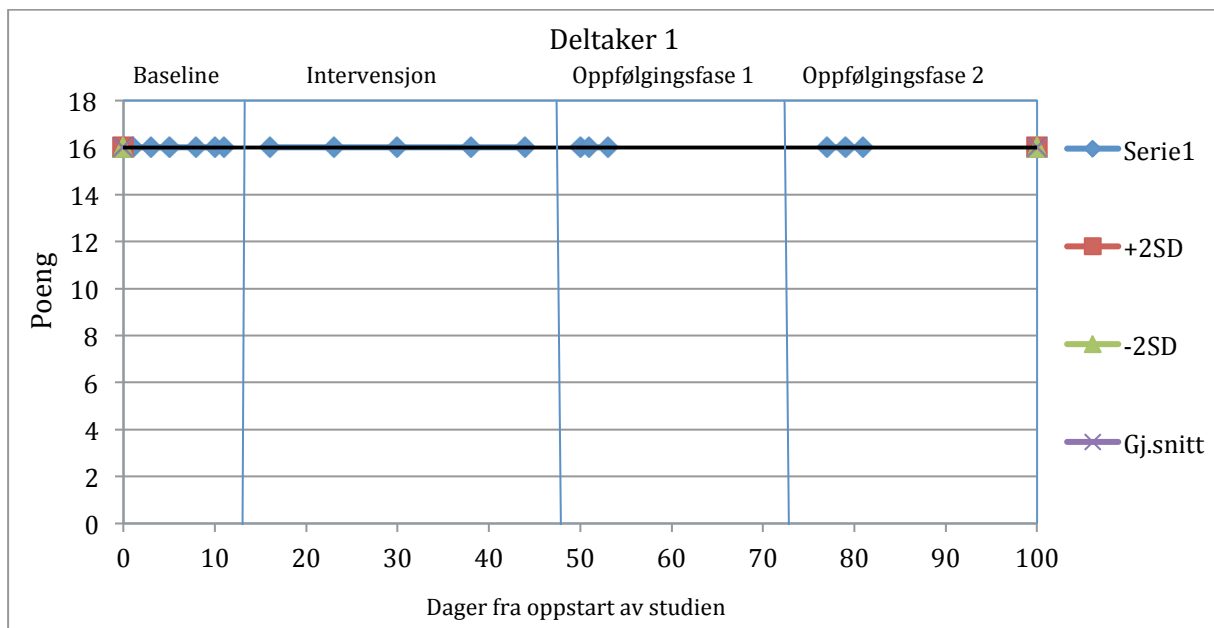
Deltaker 1 møtte til alle testsekvensene. Hun brukte ingen hjelpemidler og brukte samme sko hver gang. Deltaker 1 hadde litt smerter i en ankel ved første testdag og ved første måling i andre oppfølgingsfase. Ellers opplevde hun ingen plager i forbindelse med baselinemålinger, intervensjonsperiode eller noen av oppfølgingsperiodene.

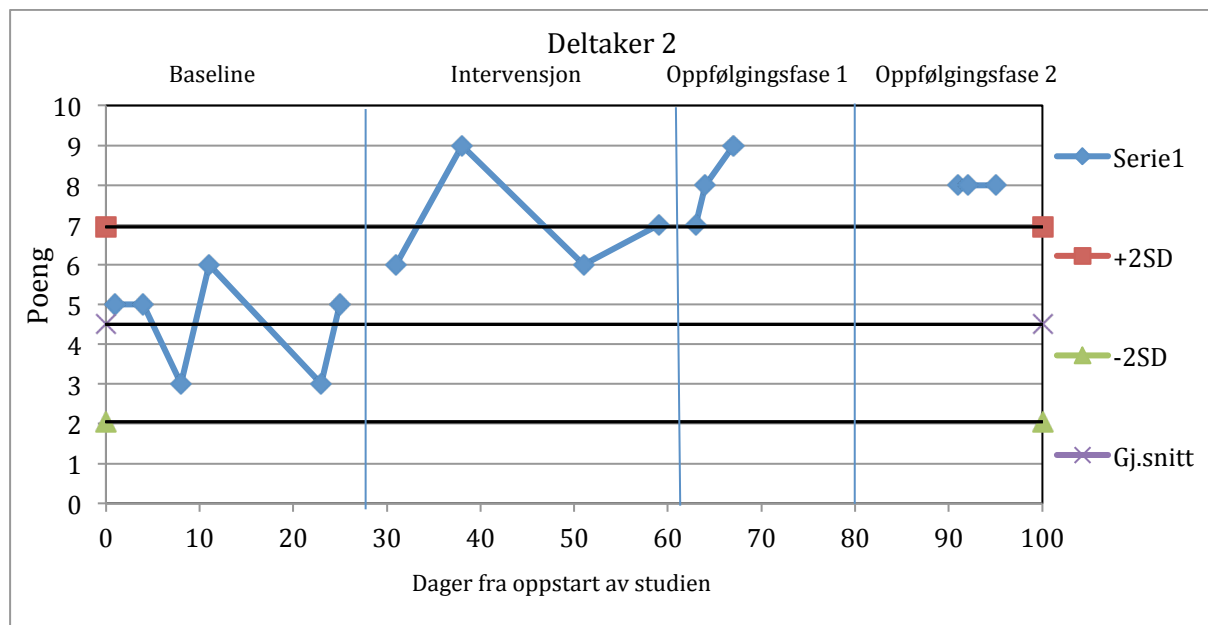
Deltaker 2 møtte opp til alle baselineundersøkelsene, 4 av 5 undersøkelser under intervensjonen og på alle testsekvensene under begge oppfølgingsfasene. Årsaken til frafallet på uke 3 under intervensjonen var problemer med øyene. Deltaker 2 hadde ellers ingen plager i forbindelse med baselinemålingene, intervensjonsperioden eller noen av oppfølgingsperiodene.

## 5.1 Trunk Impairment Scale Norsk Versjon

Deltaker 1 oppnår maks score på alle testene under baseline, intervensjon og oppfølgingsfasene.

Deltaker 2 hadde en variasjonsbredde på 3 under baselinemålingene. Under intervensjonen er scoren generelt høyere enn ved baseline. Under første oppfølgingsfase er det en signifikant endring som vedvarer også ut andre oppfølgingsfase.





Figur 1. Score Trunk Impairment Scale Norsk versjon (poeng) for baseline, intervensjon og to oppfølgingsfaser. Merk at maks score for TIS-modNV er 16 poeng.

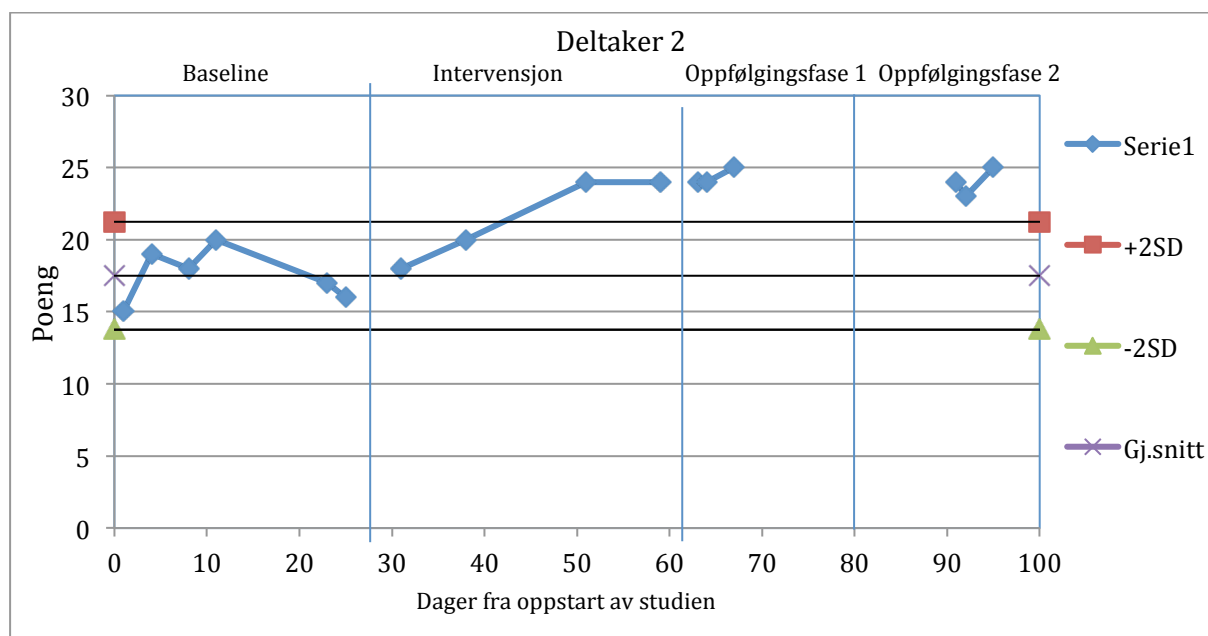
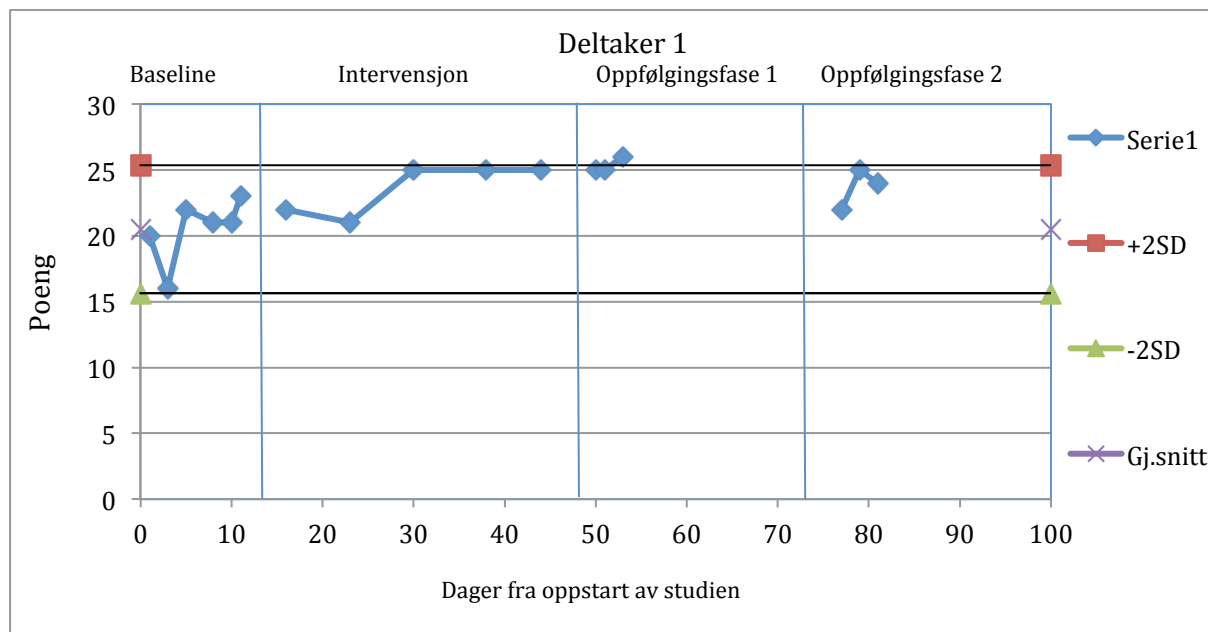
## 5.2 Mini-BESTest

I denne delen vises total score først, deretter vises deltestene i de påfølgende kapitlene.

### 5.2.1 Total score

Deltaker 1 hadde en variasjonsbredde 7 under baselinemålingene. Ingen av målingene under intervensjon var utenfor 2 SD, mens en av målingene under andre oppfølgingsperiode var utenfor 2 SD. Gjennomsnitt + 2 SD er her 25,358.

Deltaker 2 har en variasjonsbredde på 5 under baselinemålingene. På slutten av intervensjonsfasen og gjennom første- og andre oppfølgingsfase er endringene signifikante.



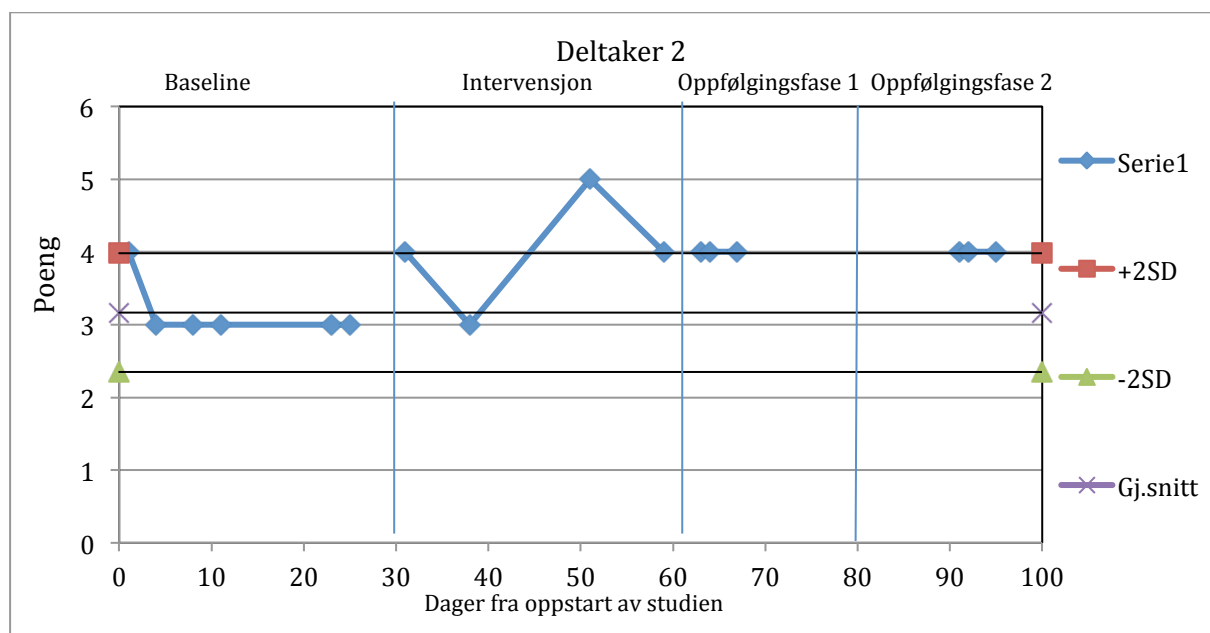
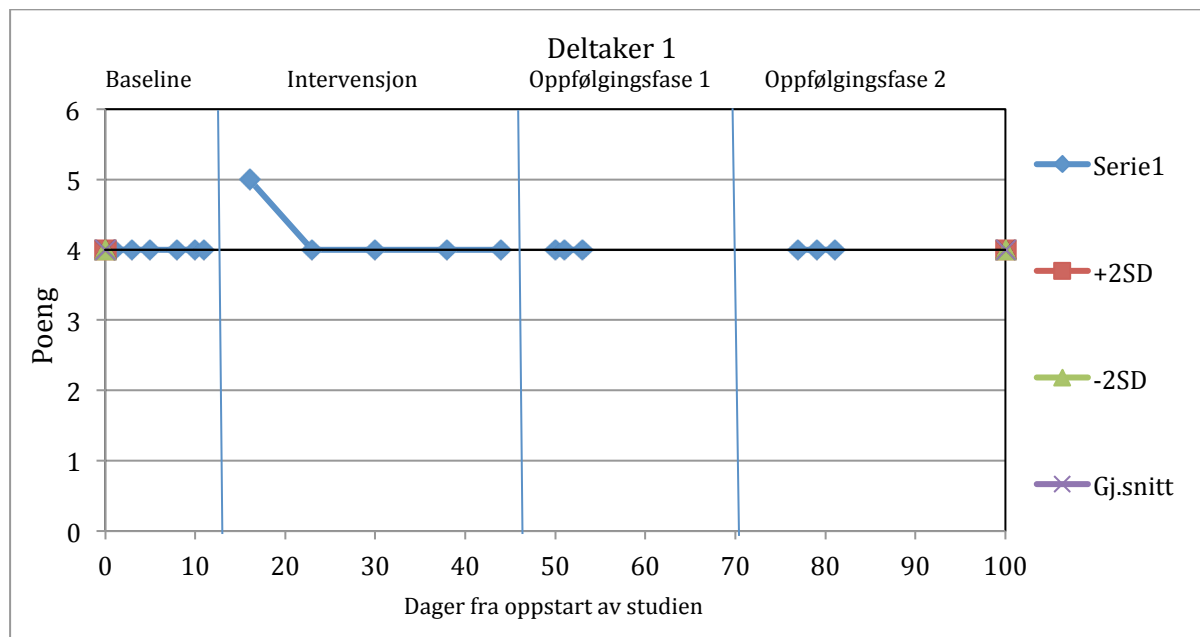
Figur 2. Total score (poeng) for mini-BESTest under baseline, intervensjon og oppfølgingsfase en og to.

### 5.2.2 Antisipatorisk stillingsendring

Deltaker 1 har samme score under baseline og oppfølgingsfaser unntatt en dag under intervensjonen.

Deltaker 2 viser en jevn måling under baseline. To påfølgende målinger under intervensjonen og tre målinger under første- og andre oppfølgingsfase viser endring med score utenfor 2 SD. Gjennomsnitt + 2 SD er her 3,98 og score på siste måling under intervensjon og første

oppfølgingsfase er 4 poeng. Siden endringene ut fra 2 SD er så marginale er det ikke blitt definert som signifikante endringer i denne studien.



Figur 3. Samlet score (poeng) for antisipatorisk stillingsendring (i mini-BESTest) under baseline, intervensjon og oppfølgingsfase en og to.

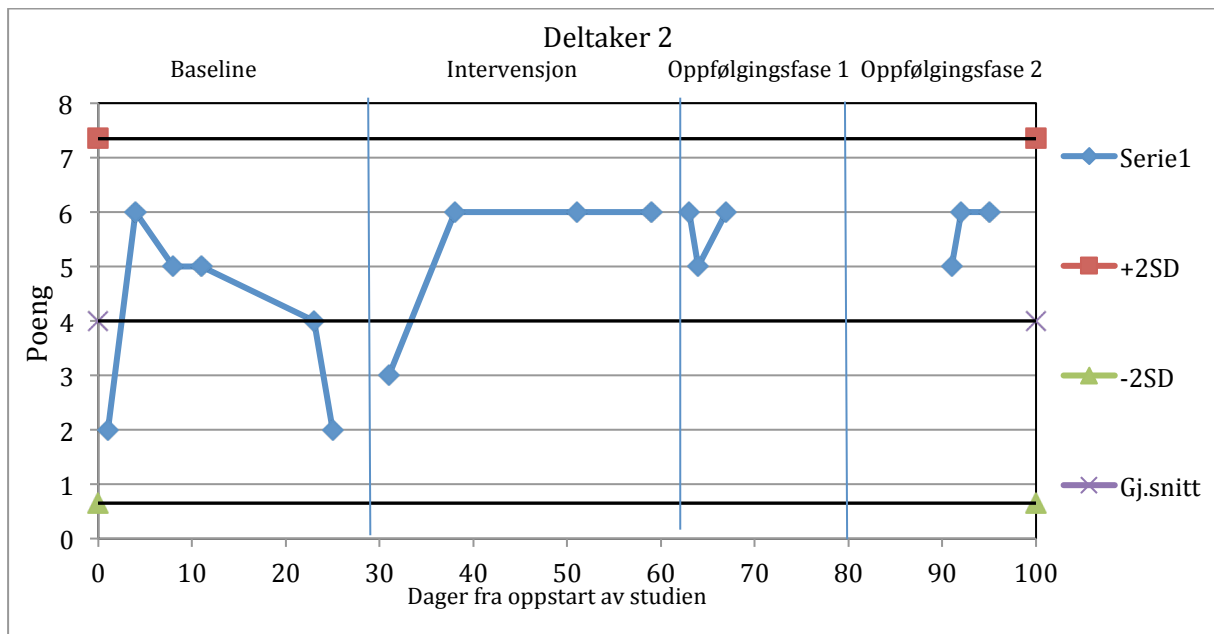
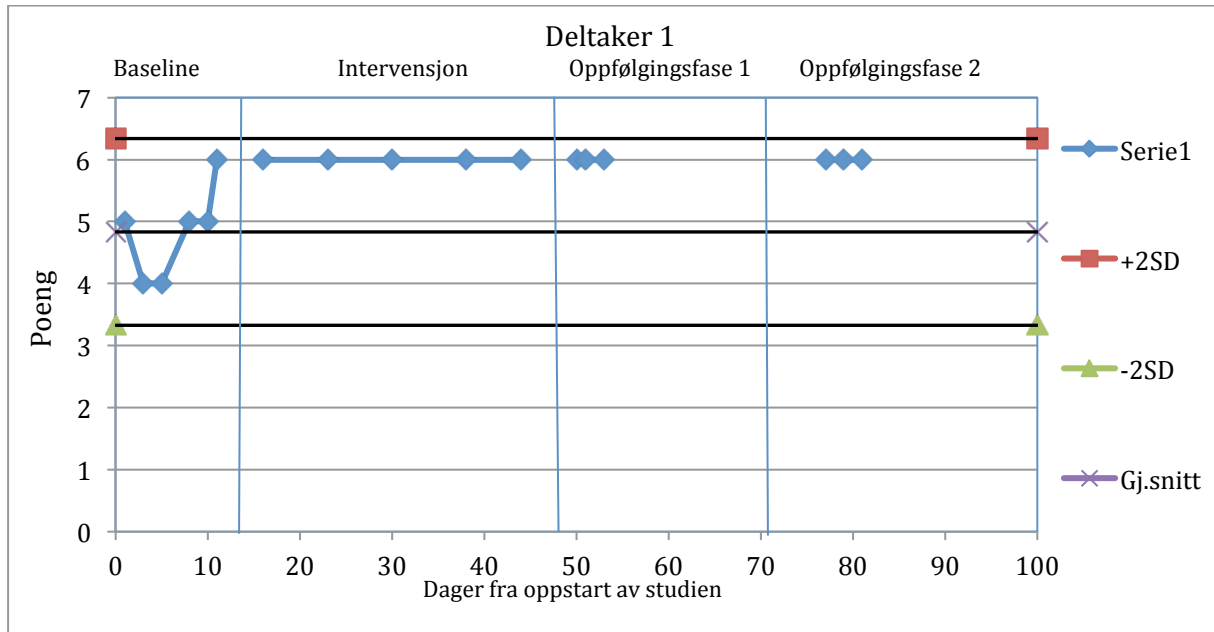
### 5.2.3 Reaktiv Postural Kontroll

Deltaker 1 har en variasjonsbredde på 2 under baseline med en trend med gradvis bedre score etter tredje test-dag. Etter baseline er hun samme score på samtlige av testsekvensene.

Alle verdiene under intervensjon og begge oppfølgingsfasene er maksimal score på testen.



Deltaker 2 har en variasjonsbredde på 4 under baselinemålingene. Under intervensjonen og første- og andre oppfølgingsfase er 7 av 9 målinger maksimalt av hva som kan gis under testen.

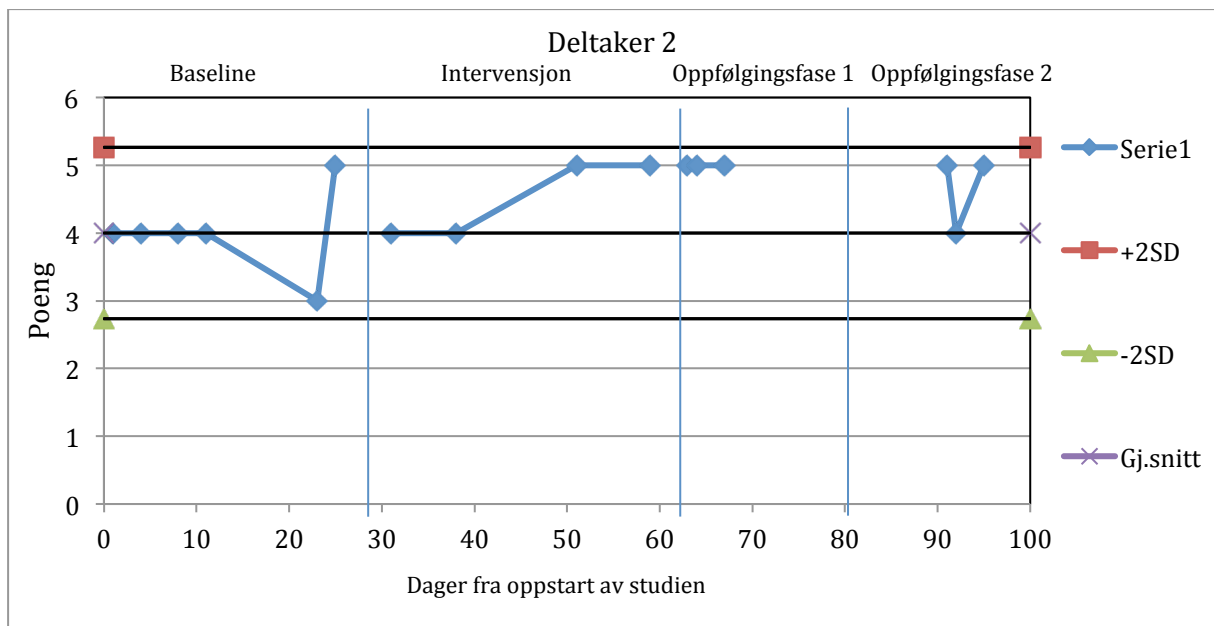
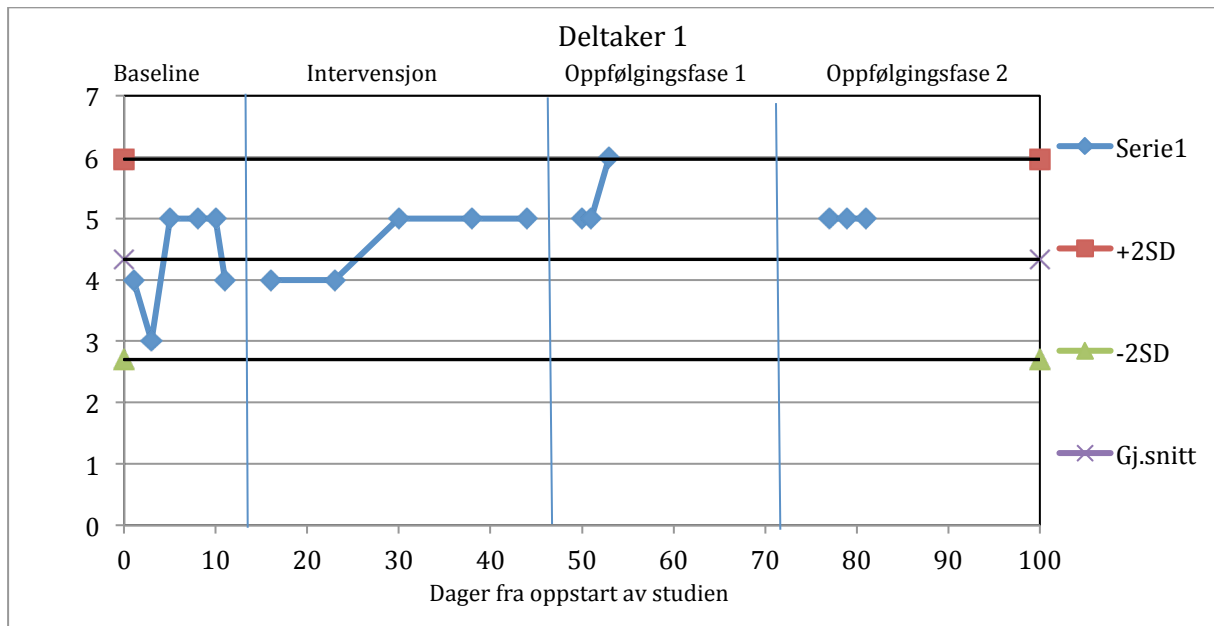


Figur 4. Samlet score (poeng) for reaktiv postural kontroll (i mini-BESTest) under baseline, intervensjon og oppfølgingsfase en og to. Merk at 6 er maksimal score.

#### 5.2.4 Sensorisk integrering

Deltaker 1 har en variasjonsbredde på 2 under baseline. Under intervensjonsfasen og oppfølgingsfasen er det ingen signifikant endring.

Deltaker 2 har en variasjonsbredde på 2 under baseline og ingen trend. Ingen målinger er utenfor 2 SD under intervensjon eller oppfølgingsfasene.

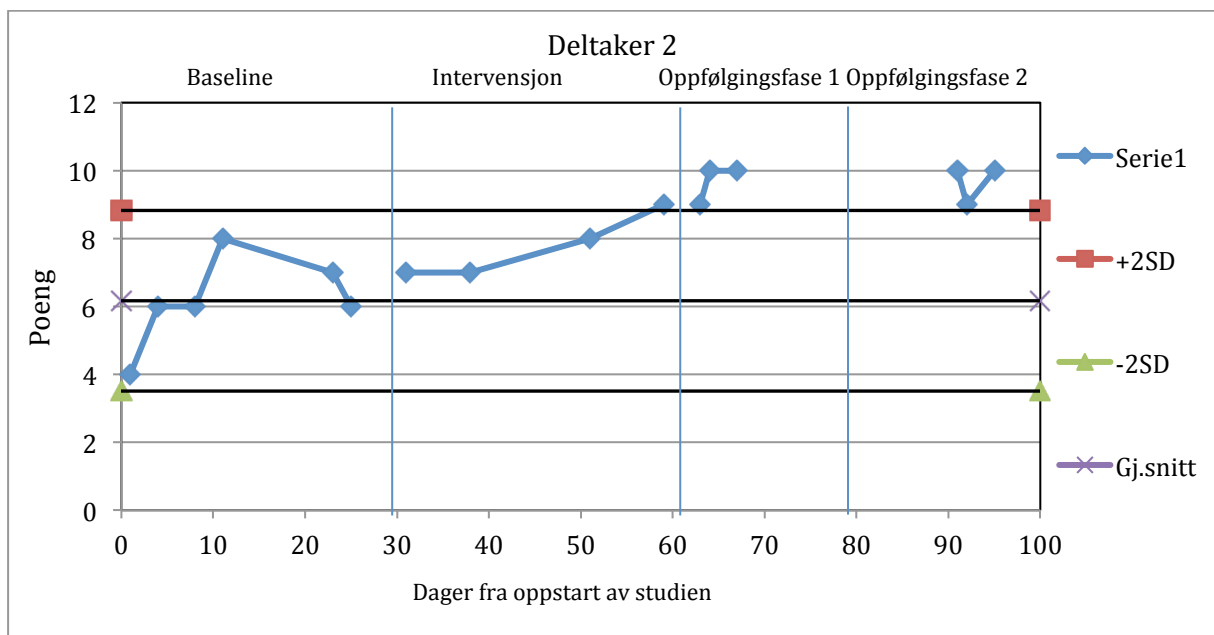
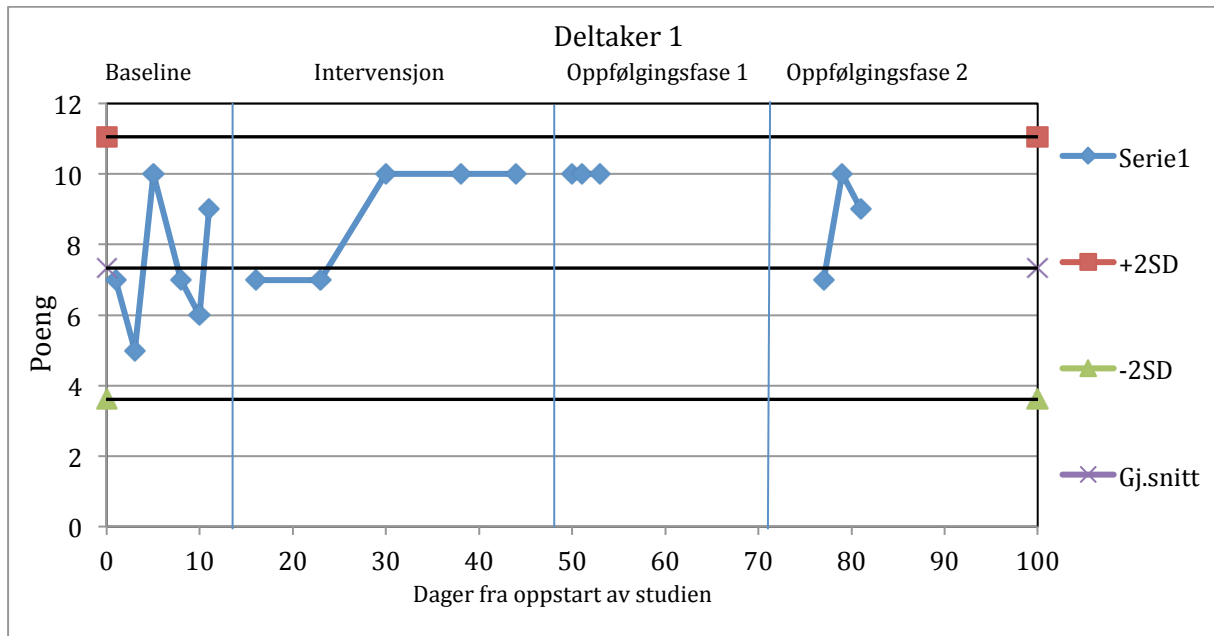


Figur 5. Samlet score (poeng) for sensorisk integrering (i mini-BESTest) under baseline, intervensjon og oppfølgingsfase en og to.

### 5.2.5 Dynamisk gange

Deltaker 1 har en ujevn score ved baseline. Ingen av målingene under intervensjon og oppfølging er utenfor 2 SD.

Deltaker 2 har en variasjonsbredde på 4 under baselinemålingene. Under intervensjon er en måling utenfor 2 SD. Under første oppfølgingsfase er samtlige målinger utenfor 2 SD og viser signifikant endring. Gjennomsnitt + 2 SD er her 8,825 og siste score under intervensjonen, første måling i første oppfølgingsfase og andre måling i andre oppfølgingsfase er 9 poeng.

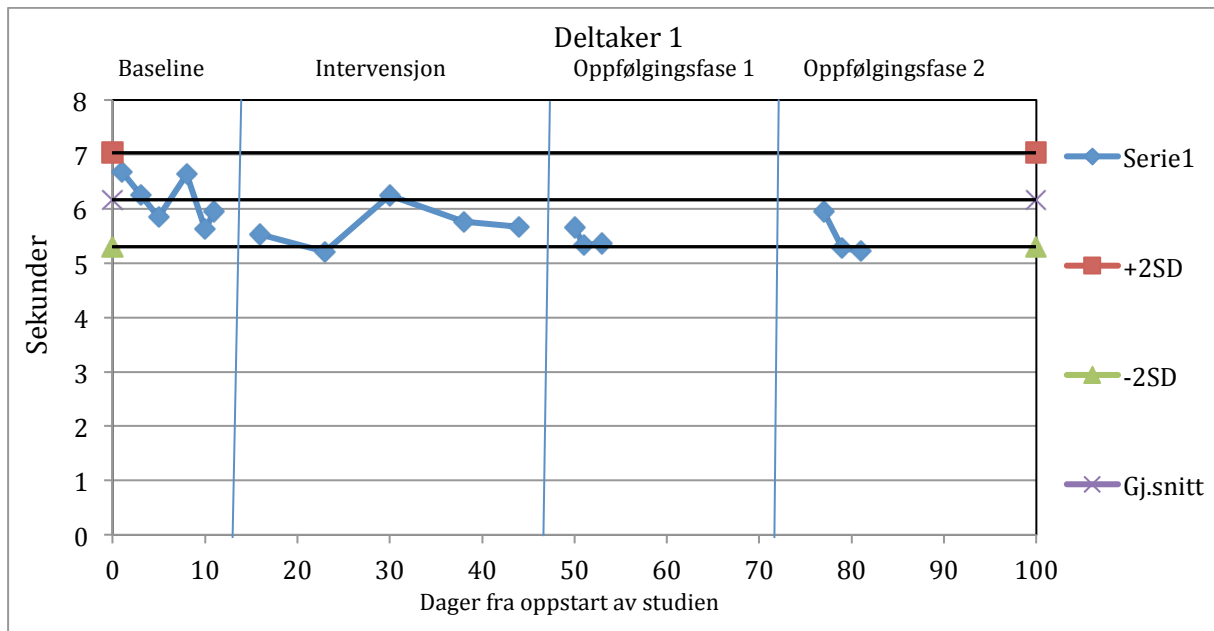


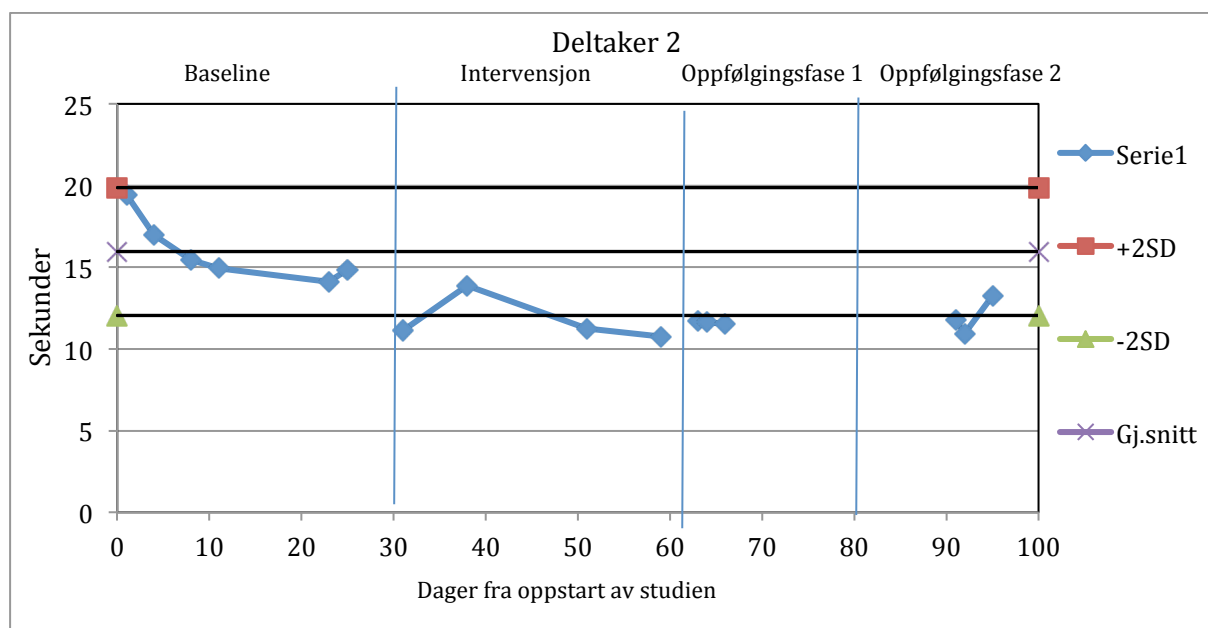
Figur 6. Samlet score (poeng) for dynamisk gange (i mini-BESTest) under baseline, intervensjon og oppfølgingsfase en og to. Merk at 10 er maksimal score.

### 5.3 Timed 25-foot walk

Deltaker 1 viser en trend til gradvis endring i form av raskere utførelse under baseline. Under intervensjonsfasen viser det ikke signifikant endring. Under begge oppfølgingsfasene vises en signifikant endring med raskere gange. Gjennomsnitt – 2 SD er her 5,3 og målingene i andre oppfølgingsfase var 5,28 og 5,22 sekunder. På grunn av trend og at målingene var marginalt utenfor 2 SD, vil ikke resultatene bli tolket som signifikante.

Deltaker 2 har en trend der han gradvis har raskere score under baselinesekvensene. Under intervensjonen er 3 av 4 målinger utenfor 2 SD som viser signifikant endring. Under første oppfølgingsfase er alle målingene utenfor 2 SD som viser signifikant endring. Selv om testen viser signifikante endringer, vil de ikke bli tolket som dette grunnet trend under baseline.



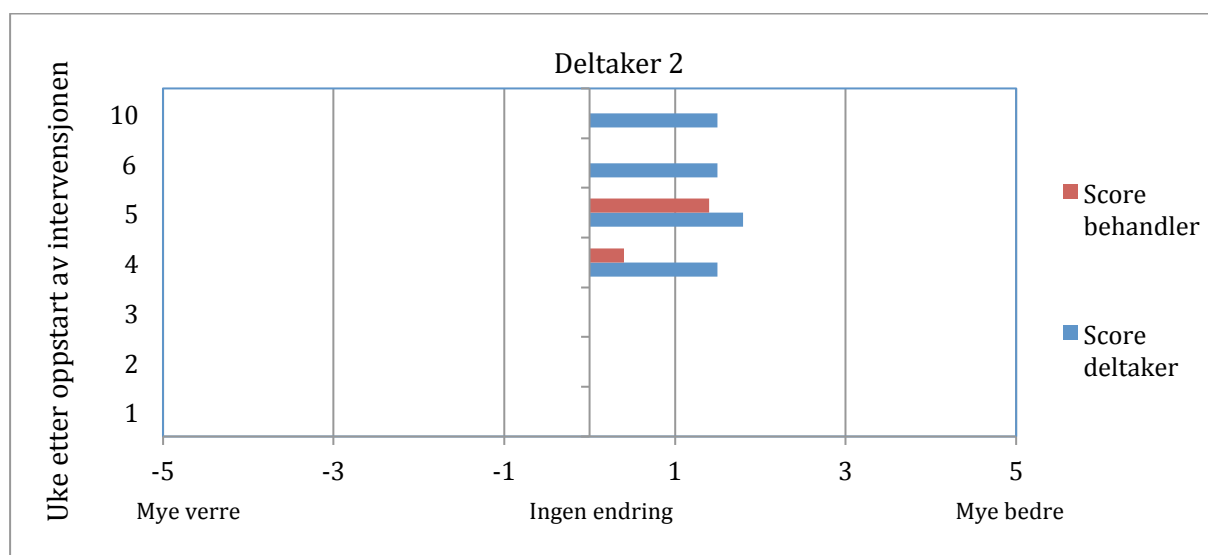
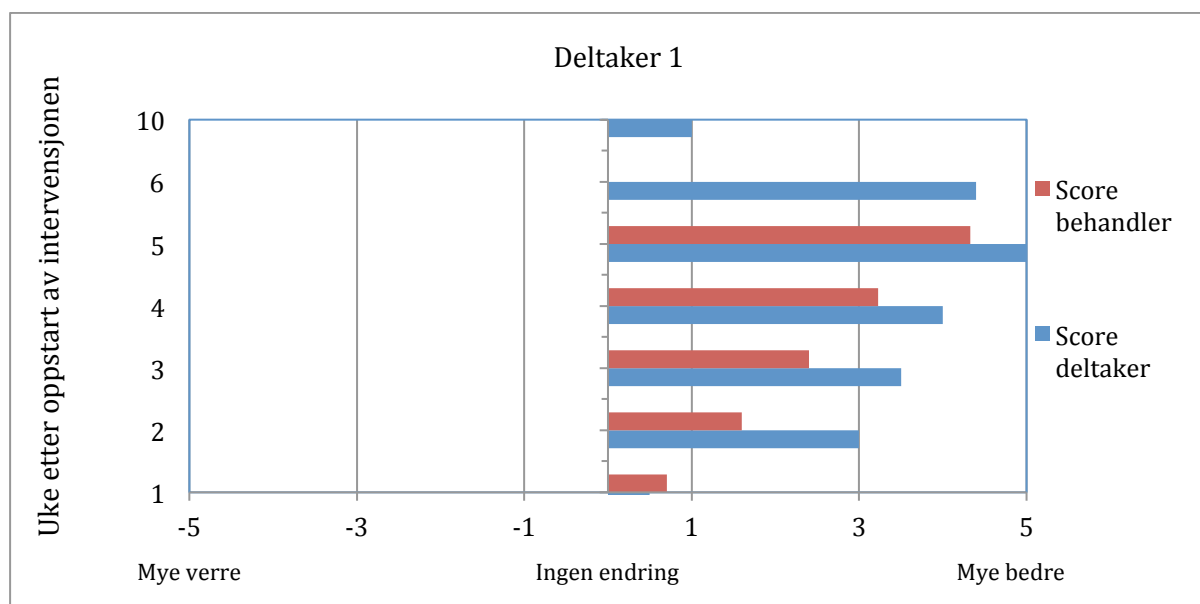


Figur 7. Score (sekunder) for Timed 25-foot walk test under baseline, intervensjon og oppfølgingsfase en og to.

## 5.4 Selvrappoteringskjema: PGRC og CGRC

Deltaker 1 og behandler scorer begge en gradvis bedring i løpet av intervensjonen. Deltaker 1 har dog litt økt score når det kommer til bedring i forhold til behandler. Begge opplever en bedring etter oppstart av intervensjonen. Rett etter intervensjonen opplever deltaker 1 fortsatt en stor bedring, mens hun etter 4 uker opplever at balansen har blitt dårligere, men fortsatt bedre enn det var før intervensjonen startet.

Deltaker 2 og behandler opplever ingen endring av balansen på uke 1 og 2. Deltaker 2 var syk i uke 3 og der er det ikke ført skjema den uken. I uke 4 og 5 opplever begge bedring, der deltakeren opplever større bedring enn behandler. Deltaker 2 opplever at denne endringen er litt mindre uken etter intervensjonen, samt at den positive endringen av balanse vedvarer 4 uker etter intervensjonen.



Figur 8. Deltakers (blå søyler) og behandlers (røde søyler) vurdering av endring av balanse for deltaker 1 øverst og deltaker 2 nederst. Merk at en måling i uke 3 er borte for deltaker 2 grunnet sykdom. Merk at det på uke 1 og 2 og ikke var registrert forskjell av deltaker og behandler. Merk også at deltakerne og fysioterapeut scoret med desimaler.

## 6 Diskusjon

### 6.1 Oppsummering av resultater

Målsetningen med studien var å se om individualisert fysioterapi med fokus på trening av kjernemuskulatur i stående kan påvirke balansen til personer med moderat MS. To deltakere med MS deltok i studien. Deltaker 1 gjennomførte 15 behandlinger fordelt på 5 uker, mens

deltaker 2 var syk i en uke og gjennomførte 12 behandlinger fordelt på en tidsperiode på 5 uker. Balanse ble målt ved bruk av TIS-modNV, mini-BESTest og timed 25-foot walk.

Deltaker 1 viser ikke signifikant endring på TIS-modNV eller mini-BESTest under intervensjon eller oppfølgingsfaser. Deltaker 1 maks score på alle målingene på TIS-modNV og på reaktiv postural kontroll fra mini-BESTest under intervensjonen og ut oppfølgingsfasene, og på dynamisk gange under siste del av intervensjonen og under første oppfølgingsfase. Det må bemerkes at ytterligere bedring ikke vil kunne fanges opp på grunn av testens takeffekt. På timed 25-foot walk test viser flere målinger det en signifikant endring under 2. oppfølgingsfase. Under baselinemålingene var det imidlertid en trend til raskere gange og man kan dermed ikke si sikkert om det er intervensjonen som har vært årsaken til bedringen. Resultatene er derfor ikke tolket som signifikante i denne studien. På PGRC og CGRC opplever begge partene en gradvis endring i løpet av intervensjonen der deltaker opplever større endring enn behandler. Etter endt intervensjon opplever deltaker 1 fortsatt forbedret balanse den første uken, men den er redusert 4 uker etter intervensjonsslutt.

Deltaker 2 viser signifikant endring på TIS-modNV og total score på mini-BESTest. Ved analyse av de forskjellige seksjonene på mini-BESTest var det en signifikant endring av dynamisk gange de siste målingene under intervensjonen og under begge oppfølgingsfasene. Endringer i antisipatoriske stillingsendringer falt utenfor 2 SD, men var kun marginalt utenfor og er ikke tolket som signifikante i denne studien. På reaktiv postural kontroll scorete deltaker 2 maks score under siste del av intervensjonen og på 2 av 3 målinger under første oppfølgingsfase. På timed 25-foot walk test viste deltaker 2 en trend under baselinemålingene og resultatet har ikke blitt tolket som signifikante i denne studien. CGRC og PGRC viser at både behandler og deltaker opplever endring på siste del av intervensjonen. Dette samsvarer med at signifikante endringer på TIS-modNV og mini-BESTest skjer under siste del av intervensjonen og vedvarer gjennom begge oppfølgingsfasene.

## **6.2 Drøfting av funn i forhold tidligere forskning**

Det er ikke funnet tidligere studier som har hatt fokus på individualisert trening av kjernemuskulatur i stående stilling opp mot balanse for personer med MS. Flere studier har sett på trening av kjernemuskulatur i andre stillinger, samt sett på balansetrening i stående for personer med MS. En RCT fra Amir m.fl. (2018) som har sett på kjernestabilitetstrening for kvinner med MS, har sett en positiv effekt på balanse. Intervensjonen i studien var

individualisert kjernestabilitetstrening i forskjellige utgangsstillinger som liggende, sittende og stående. Studien har kun sett på RRMS, så det er usikkert hvilken effekt treningen har for andre undergrupper av MS. Studien har også sett på forskjellige undergrupper av MS basert på EDSS score (Amiri m.fl., 2018). Siden det ikke har vært mannlige deltakere i studien er det usikkert om resultatene kan sammenliknes til deltaker 2 i min studie. Siden studien har kategorisert deltakerne ut fra EDSS score, ser man også at de med dårligst funksjon målt ved EDSS hadde best effekt av treningen. Den dårligste gruppen hadde EDSS mellom 4,5 – 5,5, noe som er bedre enn deltaker 2 i min studie. Amir m.fl. (2018) ser også en bedring i gruppen med EDSS mellom 3,5 – 4,5 og anslår at personer med EDSS over 3,5 har en god effekt av denne type trening. I min studie kommer deltaker 1 inn i denne gruppen, men hun hadde ikke signifikant effekt som det er vist i deres studie. I likhet med min studie viser ser også de best resultat ved lavere funksjon målt ved EDSS. Effektmålene til Amir m.fl. (2018) var gangfunksjon i form av TUG, stående balanse og isometrisk testing av kjernemuskulatur. Siden deltaker 1 har hatt takeffekt på flere andre av testene, er det vanskelig å sammenligne med disse resultatene selv om EDSS var på 3,5. I en annen RCT studie som har sett på to forskjellige pilatesprogrammer gjennomført av Bulguroglu m.fl. (2017) viser de at kjernestabilitetstrening oppnår bedre balanse enn kontrollgruppen. Denne studien ser på to forskjellige typer pilates, men ingen av dem har fokus på stående aktivering av kjernemuskulatur. Også denne studien ser på personer med lavere EDSS score enn deltaker 2, der den med lavest EDSS har 4,5 (Bulguroglu m.fl., 2017). Bulguroglu m.fl. (2017) har hatt effektmål på isometriske tester for kjernemuskulatur i kombinasjon med balansetester og TUG, der pilates hadde signifikant bedring, mens kontrollgruppen ikke hadde bedring. Ser man på min studie har deltaker 2 en signifikant bedring på dynamisk gange der TUG er en av deltestene. En RCT studie gjennomført av Forsberg m.fl. (2017) som har sett på CoDuSe, et treningsprogram for kjernestabilitet, dual task oppgaver og sensorisk integrering, viser en positiv effekt av treningen på dynamisk balanse målt ved Bergs Balance Scale og på en av gangtestene. De så ikke endringer på TUG som også er en del av dynamisk gange i mini-BESTest. I min studie har deltaker 2 hatt tilsvarende bedring på total score på mini-BESTest. Testene er dog forskjellige og man vet ikke om signifikant endring ved mini-BESTest vil gi signifikant endring på Bergs Balance Scale.

Normann m.fl. (2016) har i en pilotstudie for gruppebasert trening med fokus på kjernemuskulatur har funnet en positiv effekt på både gangtester som timed 25-foot walk og kontroll av trunkus ved TIS-modNV. Studien har da sett på personer med EDSS mellom 1,5-



3,3 noe som er bedre enn deltakerne i denne studien. Normann m.fl. (2016) ser bedring hos de med lavere EDSS score. Normann m.fl. (2016) så en signifikant bedring på TIS-modNV lik deltaker 2 i min studie. Deltaker 2, som har en betydelig lavere funksjon basert på EDSS enn deltakerne i studien til Normann m.fl. (2016), viste også en signifikant bedring både under intervensjonen, samt under oppfølgingsfasene. Deltaker 1 som hadde EDSS som var mer lik gruppen i denne studien hadde takeffekt på TIS-modNV og det var dermed ikke mulig å vurdere positiv endring på denne testen. Intervensjonen i studien til Normann m.fl. (2016) var også individuell, men varierte med trening både i liggende, sittende og stående stilling. Dermed er det vanskelig å sammenlikne studiene siden intervensjonen var individualisert og det er usikkert hvor mange som gjennomførte treningen i stående stilling og om det var noen som gjorde primært det.

Den studien som er har mest lik tilnærming som min studie er en serie med 8 single case studier som har sett på individualisert kjernestabilitetstrening, men i forskjellige utgangsstillinger som inkluderer liggende og sittende stillinger (Freeman m.fl., 2010). Slike studier regnes som forholdsvis svake med tanke på design i seg selv, men siden det er flere deltakere som er gjennomført vil styrken på studien bli sterkere. En positiv del ved slike studier er at de ofte vil beskrive deltakere og intervensjonen godt, samt at det er serier med tester før, under og etter intervensjonen. Studien har sett på kjernestabilitetstrening opp mot gangfunksjon (TUG, 10m-walk test), balanse (single leg stance) og flere selvrapporteringskjemaer opp mot opplevd balanse og gangfunksjon. Denne studien ser en trend på flere av deltakerne under baselinemålingene, men også at 3 av deltakerne har signifikant bedring. Studien har sett på personer med MS som har EDSS mellom 4 og 6,5. Av de som hadde bedring under 10m-walk test, brukte 2 hjelpemidler. I tillegg brukte begge deltakerne som hadde positiv trend hjelpemidler under gange. Det er ikke beskrevet hvilken EDSS hver enkelt deltaker hadde så det vil være vanskelig å sammenlikne deltakerne direkte basert på kjønn, EDSS og behov for hjelpemidler. I min studie hadde deltaker 1 og 2 også samme bedring på timed 25-foot walk test (7,62 meter), men da med tydelig trend under baseline. Men en signifikant endring ble vist på dynamisk gange for deltaker 2 og på mini-BESTest.

I en cohort studie gjennomført av Davies m.fl. (2016) som så på to forskjellige intervensjoner med fokus på balanse, der mesteparten foregår i stående, så de ikke stor forskjell mellom de to treningstypene, men heller at intensiv fysioterapi er viktigere enn spesifisiteten i treningen. Denne studien hadde effektmål på gangfunksjon (6 minutters gangtest) og balanse (Sensory

Organization Test) (Davies m.fl., 2016). I tillegg til den individualiserte treningen som er lik for min intervensjon selv om det var en del øvelser som ble gjennomført i sittende, ble det lagt vekt på 15-20 minutter med gange. Dette gjør at man ikke kan være helt sikker på hva som har hatt effekt på gangfunksjonen da utholdenheten kan ha blitt betydelig bedre basert på dette.

Trening i vektbærende stilling er gjennomført i flere studier, og da primært med fokus på balansetrening med diverse hjelpemidler. I en systematisk review av trening opp mot fall viste Gunn m.fl. (2015) at trening i stående stilling har best effekt på balanse i forhold til andre intervensjoner. Kasser m.fl. (2015) har i en serie med single subject studier sett på spesifikk balansetrening og om det kan bedre balansen for personer med MS. Studien har flere svakheter blant annet med bare 2 baselinemålinger og en oppfølgingsmåling, men resultatene viser en signifikant forskjell i brief-bestTEST som også er en modifisert versjon av BESTest. I likhet med min studie har treningen primært foregått i stående stillinger med forskjellige utgangsstillinger. En av forskjellene er at denne studien har lagt vekt på trening av somatosensoriske systemer distalt fra det definerte kjerneområdet, samt at det har vært fokus på trening distalt for kjerneområdet. I tillegg har denne studien sett på deltakere som har bedre funksjon enn deltaker 2 i min studie der deltakerne hos Kasser m.fl. (2015) hadde EDSS fra 1-6. Kasser m.fl. (2015) fant ingen endringer i gangfunksjon ved timed 25-foot walk test, mens deltakerne opplevde endring i henhold til MSWS-12 som er et selvrapporteringsskjema (Kasser m.fl., 2015). Deltakerne i min studie noterte ikke endringer i henhold til gange, men i henhold til endring av balanse ved PGRC. Siden MSWS-12 både ser på gange og balanse blir det vanskelig å sammenligne om de opplevde endring på gange og/eller balanse lik deltaker 1 og deltaker 2 opplevde i min studie. En annen RCT studie av Tarakci m.fl. (2013) som har sett på balansetrening i gruppe opp mot balanse og gangfunksjon viser at trenings fokus på balanse gir en signifikant bedring av balanse (Bergs Balance Scale) og gangfunksjon (10 meters gang test). Intervensjonen har var kjernestabilitetstrening i forskjellige stillinger, samt bevegelighet og balansetrening i stående. Denne studien har sett på et større utvalg med 51 fullførende deltakere i intervensjonsgruppen og 48 fullførende deltakere i kontrollgruppen (Tarakci m.fl., 2013). Intervensjonen i denne studien var gruppebasert. En forskjell fra min studie er at både Kasser m.fl. (2015) og Tarakci m.fl. (2013) har gjennomført studier over en lengre periode med henholdsvis 10 og 12 uker, mens min studie kun har vart i 5 uker, der deltaker 2 var syk i en av ukene. Den totale treningsmengden i min studie ble henholdsvis 15

og 12 intervensjoner, mens Kasser m.fl (2015) gjennomførte opp mot 20 intervensjoner og Tarakci m.fl. (2013) gjennomførte opp mot 36 treningsdager.

## **6.3 Mulig forklaringsmekanismer av resultatene**

### **6.3.1 Trunk Impairment Scale Norsk Versjon**

I denne studien hadde kun deltaker 2 signifikant endring på TIS-modNV, noe som kan tyde på økt kontroll av trunkus. Under studien ser man en gradvis endring i løpet av intervensjonen for deltaker 2, et tilbakefall rett etter en uke med sykdom, før resultatene i etterkant ble bedre igjen. En slik gradvis bedring under intervensjonen gjør at man kan anta at det er intervensjonen som er utslagsgivende for forbedringen (Kazdin, 2011). Deltaker 1 hadde full score på alle målingene og det var dermed ikke mulig å dokumentere om treningen kunne ha gitt økt stabilitet. Dersom det hadde oppstått en forverring vil det ha vært mulig å dokumentere.

Hovedfokuset for intervensjonen for deltaker 2 har vært stabilitet over hoftene og skape bedre alignment både i frontalplanet og sagittalplanet i stående og dynamiske bevegelser i stående. Å skape bedre alignment over hoftene og bedre vektbering på begge bena i stående vil kunne være overførbart til holdninger i sittende stilling dersom de biomekaniske forholdene endres. Siden behandlingen ikke har potensiale til å reparere det skadede nervevevet, vil en bedring kunne oppstå ved å bruke andre nervebaner, rekruttere andre muskler og skape bedre rom for effektiv bruk av agonister og antagonister i den aktuelle bevegelsen (Shumway-Cook & Woollacott, 2016). I tillegg kan et innlært mønster føre til lært ikke-bruk. Dette kan igjen føre til redusert muskelstyrke og at muskulatur ikke aktiveres hensiktsmessig (Lenman m.fl., 1989; Shumway-Cook & Woollacott, 2016). Ved at behandlende fysioterapeut satte brukspress på de aktuelle musklene som skal til for å skape en bedre alignment over hoften og økt stabilitet over nedre del av trunkus, vil det være mulig med mer effektiv bruk av muskler som skal skape bevegelse. I tillegg har deltaker 2 hatt fokus på å stabilisere overkropp i forbindelse med bruk av overekstremiteten. Deltaker 2 har også hatt øvelser som gikk ut på å sette seg ned mot en stol og reise seg før han treffer stolen. Dette kan også bidra til økt postural kontroll da han hele tiden har hatt fokus på alignment og kontroll av bevegelsen der COG presses ut mot kanten av BOS (Bente E. Bassøe Gjelsvik & Syre, 2016). Siden erfaring er en viktig faktor for å endre APAs vil dermed repetisjon i øvelsene og variasjon i øvelsene være viktig for å skape størst mulig erfaringsgrunnlag for å bedre APAs. I en studie

gjennomført på friske eldre er det vist at trening med å trene med armene foran kroppen har gitt resultat i form av mer hensiktsmessig muskulære responser på raske bevegelser (Carvalho, Vasconcelos, Goncalves, Conceicao & Vilas-Boas, 2010). I tillegg har en annen studie sett at personer med MS har reduserte APAs i forhold til friske (Aruin m.fl., 2015). På denne måten kan treningen for deltaker 2 ha gitt bedre erfaringsgrunnlag for å gi adekvate bevegelser og dermed bedring i TIS-modNV.

### **6.3.2 Mini-BESTest – total score**

Før jeg skal vurdere resultatene på mini-BESTest er det interessant å se på hva som er normalverdier for mini-BESTest og hva som vil være en klinisk meningsfull endring. En studie gjennomført av O'Hoski m.fl. (2014) har undersøkt normalverdien for canadiere mellom 50 og 89 år uten å se på sykdom. Studien viser at normalverdiene for personer mellom 50 og 59 år er 26,3 poeng med ett standardavvik på 1,1 poeng. For personer mellom 80 og 89 år er normalverdiene 19,4 poeng der ett standardavvik er 4,2 poeng (O'Hoski m.fl., 2014). Studier som har sett på minimum detectable change (MDC) for personer med balanseutfordringer har funnet at en endring i total score på mini-BESTest på 3,5 representerer en merkbar endring (Godi m.fl., 2013). For personer med slag er endring i total score på 3 nødvendig for å merke endring (Tsang, Liao, Chung & Pang, 2013). I tillegg til å vurdere endringer er det interessant å se på mini-BESTest score opp mot fall og fallrisiko. En studie gjennomført på 200 friske personer har vist at gjennomsnittsscore for personer som har ikke hatt fall i senere tid er på 17,7 poeng med SD på 2,2 poeng. For personer som har hatt fall i senere tid er det en gjennomsnittsscore på 14,1 poeng med SD på 3,0 poeng (Yingyongyudha, Saengsirisuwan, Panichaporn & Boonsinsukh, 2016).

Ser man på deltaker 1 i denne studien som var en kvinne på 53 år, er gjennomsnittsscore på mini-BESTest for friske personer på 26,3 poeng. Gjennomsnittlig score gjennom baselineundersøkelsene var på 20,5 noe som er lavere i forhold til personer uten plager. Endringene i løpet av studien var 5,8 poeng, noe som studien til Godi m.fl. (2013) vil være tilstrekkelig for å ha en merkbar endring. I tillegg vil hun da komme inn mot normalverdiene for friske individer i samme aldersgruppe. Men siden ingen av målingen viste signifikant endring, kan man ikke si om det er intervensjonen som har skapt denne endringen.

Deltaker 2 scorer i gjennomsnitt 17,5 poeng under baselinemålingene i mini-BESTest. Dette er betydelig under gjennomsnittsverdien for friske personer, men i henhold til tall for friske

personer har han en score like under gjennomsnittet for de uten fallrisiko. Underveis min studie forbedret deltaker 2 scoren betydelig med en signifikant endring under intervensjon og begge oppfølgingsfasene der han scoret mellom 23 og 25 poeng, og i henhold til Yingyoungyudha m.fl. (2016) redusert fallrisikoen. Endringene var på 7 poeng, noe som bør representere en merkbar endring i henhold til Godi m.fl (2016). Siden studien kun er gjennomført med funksjonelle målinger og ikke laboriemålinger eller kvalitative målinger er det vanskelig å si hvorfor deltaker 2 har fått den bedringen. Men siden man i starten av trening ser at treningseffekten ikke er et resultat av hypertrofi, er det sannsynlig at det er nevralt tilpasninger som har oppstått (Dahl & Jensen, 2016). Siden treningen har vært spesifikt rettet mot aktivering av muskulatur i området over bekken og hofta er det sannsynlig at bedringen skyldes bedre muskulær kontroll med et mer hensiktsmessig rekrutteringsmønster enn det han har hatt tidligere. Dette kan gjelde både i form av bedre sensoriske signaler, sensorisk integrering og motoriske signaler ut til musklene. I tillegg vil blant annet antisipatoriske stillingsendringer være et resultat av tidligere erfaringer, og reaktive strategier velges med bakgrunn i biomekaniske forutsetninger og erfaringer (Brodal, 2004; Shumway-Cook & Woollacott, 2016). På denne måten vil erfaringene skapt ved repetisjoner, intensiteten og spesifisiteten av treningen kunne ha vært med på å skape plastiske endringer (Kleim & Jones, 2008) som kan bidra til bedring av balansen.

For deltaker 1 kan mangelen på signifikante forskjeller både skyldes at intervensjonen ikke dekket behandling av hennes hovedproblem og dermed at spesifisiteten av intervensjonen ikke var god nok for henne. I tillegg kan metodologiske problemer med takeffekt ha vært en utfordring for henne da hun hadde takeffekt på flere av deltestene i mini-BESTest. På denne måten kan det ha oppstått endringer som testene ikke var i stand til å oppdage (Carter m.fl., 2011).

### **6.3.3 Mini-BESTest – antisipatorisk stillingsendring:**

Deltaker 1 og 2 hadde ikke signifikant endring i denne deltesten av mini-BESTest. En mulig forklaring på dette er at treningen ikke har vært spesifikk nok på dette området til at det kan oppstå endringer. Deltestene i antisipatorisk stillingsendringer er å reise seg opp fra en stol, gå opp på tå og stående balanse på ett ben. Ingen av øvelsene har hatt dette som fokusområde bortsett fra knebøy som simulerer det å reise og sette seg. Begge deltakerne scoret dog maks på denne deltesten av antisipatorisk stillingsendring og det var dermed ikke mulig å vise en

eventuell positiv endring. Stående balanse på en fot og reise seg opp på tå ble ikke prioritert da dette ikke ligger innenfor det definerte kjerneområdet.

Utfordringen til begge deltakerne på denne delen av Mini-BESTest var å stå på en fot, noe ingen av deltakerne bedret i løpet av studien. Deltaker 1 hadde hovedproblem med sensorisk kontroll over fot. Siden balanse er et kompleks samspill der sensorisk informasjon skal integreres og skape riktig motorisk respons (Brodal, 2004) er dette en utfordring for deltaker 1. Uten riktig sensorisk input vil det være vanskelig å gi riktige motoriske kommandoer og dermed riktig svar på balanseutfordringen. Dette blir spesielt vanskelig med tanke på at BOS reduseres betraktelig ved å gå fra to bens stående til ett bens stående stilling. Kleim og Jones (2008) sine prinsipper går blant annet ut på spesifisitet i oppgaven. Ingen av øvelsene gikk ut på ett bens stående trening. På denne måten ble ikke spesifisitet og ”use it and improve it” prinsippet (Kleim & Jones, 2008) adressert i treningen og dermed vil plastiske endringer relatert til det å stå på en fot være vanskelig å oppnå.

#### **6.3.4 Mini-BESTest – reaktiv postural kontroll**

Deltaker 1 hadde et gjennomsnitt på 4 under baselinemålingene og oppnådde maksimal score (6) under siste del av baselinemålingene, og hadde maksimal score på de resterende målingene. Det var dermed ikke mulig å vurdere endringer utenfor 2 SD da 2 SD falt på 6,3 poeng. Deltaker 2 hadde gjennomsnitt på 4 under baselinemålingene og nådde maksimal score under intervensjonsperioden og på 2 av 3 målinger under begge oppfølgingsfasene. Siden 2 SD også her faller utenfor maksimal score har deltaker 2 nådd taket på testen og det vil dermed ikke være mulig å påvise en signifikant bedring. Siden deltaker 1 viser en trend mot 6 poeng under intervensjonen vil det i tillegg være usikkert om intervensjonen har hatt effekt.

#### **6.3.5 Mini-BESTest – sensorisk integrering**

Ingen av deltakerne viste signifikante endringer på sensorisk integrering. Denne studien har hatt fokus på et definert kjerneområde som strekker seg fra muskler over hoftelangs trunkus og opp til nakke og muskler som strekker seg over skulderleddet (Kibler m.fl., 2006). Det har ikke vært fokus på sensorisk integrering annet enn å skape en bevisstgjøring av kroppen i rommet opp mot optimalt alignment (Bente E. Bassøe Gjelsvik & Syre, 2016). På denne måten har ikke de sensoriske stimuliene vært i fokus og det vil også være redusert

treningseffekt på dette området, selv om propriosepsjon, syn og sensorisk integrering vil være en del av treningen (Borghuis m.fl., 2008). Begge deltakerne scoret full score på å stå med samlede føtter på fast underlag og ved å stå på skråbrett. Utfordringen til begge var å stå med samlede ben på balansepute med lukkede øyne. Opp mot sensorisk integrering vil deltaker 1 som har nedsatt førlighet i bena kunne være mer avhengig av andre sanser som for eksempel syn (Brodal, 2004; McLoughlin, Barr, Crotty, Lord & Sturnieks, 2015), for å kunne posisjonere seg i rommet. Uten informasjon fra synet vil hun dermed bli mer avhengig av andre sanser for å opprettholde balansen. Siden intervensjonen gikk ut på å aktivere kjernemuskulatur og dermed økt fokus på dette området, vil trolig ikke behandlingen være spesifikk nok til å skape plastiske endringer relatert til sensibilitet i fot (Kleim & Jones, 2008). For deltaker 2 kan problemer med spastisitet i ankel gi utfordringer da en plutselig strekk av muskulaturen omkring legg kan øke spastisiteten og dermed gi utfordringer med å holde seg oppå balanseputen. Sannsynligheten for plutselige bevegelser blir større da personer med MS har økt postural svai (McLoughlin m.fl., 2015) og det da krever større respons for å opprettholde COM innenfor BOS.

### **6.3.6 Mini-BESTest – dynamisk gange**

Deltaker 1 hadde ingen signifikant endring på dynamisk gange og nådde maksimal score på testen under intervensjonen og i første oppfølgingsfase. Under andre oppfølgingsfase var det større variasjon i målingene igjen med variasjoner mellom 7 og 10 poeng. Deltaker 2 opplevde en signifikant endring under første og andre oppfølgingsfase. På siste del av første oppfølgingsfase nådde også deltaker 2 maksimal score. Intervensjonen for deltaker 2 har vært stående trening for å aktivere muskulatur over hofter. Kibler m.fl. (2006) beskriver dette området i kjernen som et viktig område for å skape stabilitet, samt kraftutvikling. Deltaker 2 kan dermed ha hatt positivt resultat i form av økt nevromuskulær kontroll over området, og dermed økt stabilitet. Ved å bedre alignmentet over hoften vil også det kunne skape endrede biomekaniske forhold i tilhørende områder og dermed økt mulighet for stabilitet og kraftutvikling (Shumway-Cook & Woollacott, 2016). Endringer i alignment kan skyldes flere forskjellige forhold som endrede biomekaniske forutsetninger med reduserte kontrakturer, endret spastisitet, eller økt nevromuskulær kontroll (Bente E. Bassøe Gjelsvik & Syre, 2016; Shumway-Cook & Woollacott, 2016). Kvalitative endringer av gangen er ikke vurdert i denne studien og en beskrivelse av deltakerne ble ikke gjennomført i etterkant av studien. En endring i den nevromuskulære kontrollen kan da relateres til endringer i rekrutteringsmønstre

av muskulatur både i muskulaturen, men også med hjernens plastisitet (Brodal, 2013; Dahl, 2008). Med tanke på at treningen i stor grad har foregått i samme øvelser, men med økt intensitet eller ved å legge til flere øvelser vil det kunne skje en motorisk læring opp mot de aktuelle oppgavene. Dette kan også økes ved at deltakeren ser på aktiviteten som meningsfull og nyttig (Brodal, 2013). Treningen har blant annet hatt fokus på å komme over standbenet opp på steppkasse og dermed finne stabilitet under en vektoverføring. Denne treningen har et fokus på bevegelse i i anterior/posterior retning der stabiliteten over hoften hindrer at han faller ut mot siden dermed en økt forskyvning av COG i mediolateral retning. Denne stabiliteten over hoften kan være viktig for gange da det i utgangspunktet vil være en økt bevegelse i mediolateral forskyvning av COG under gange (Winter, 1995). Trening på å aktivere hoften over standbenet og hindre at hoften faller ut mot siden vil også kunne gi bedre arbeidsøkonomi da optimalt alignment kan redusere kravet til muskelbruk for å opprettholde stillinger (Shumway-Cook & Woollacott, 2016). Trening med å komme over standbenet i stående stilling der han har vektoverføring mot nytt standben vil også kunne skape erfaringer i forbindelse med slike oppgaver og dermed være med på å bedre deltaker 2 sine APAs (Yiou m.fl., 2017). I tillegg vil trening på å komme opp med foten på en steppkasse kunne være med på å øke muligheten for å løfte foten. Deltaker 2 hadde problemer med å løfte opp foten under gange og på denne måten vil han kunne få frem foten uten at den følger gulvet.

For deltaker 2 vil en endring opp mot trappegang og forflytning være spesielt relevant da han opplever det som problematisk å gå trapp og dermed kan redusere behovet for hjelp i hjemmet i fremtiden. Siden motivasjon er en viktig faktor for motorisk læring (Brodal, 2013), kan slik trening som oppleves som meningsfull være med på å lettere skape plastiske endringer.

Siden biomekaniske forhold vil være viktig for både APAs og reaktive strategier (Brodal, 2004; Shumway-Cook & Woollacott, 2016) og deltaker 2 hadde både nedsatt bevegelighet, kontrakturer, nedsatt muskelkraft og spastisitet kan en endring av en eller flere av disse faktorene bedre APAs og reaktive strategier. Siden behandlingen hadde fokus på kjerne og aktivering av denne i stående er det sannsynlig at bedre stabilitet her skyldes nevralt tilpasninger eller plastiske endringer heller enn hypertrofi (Dahl & Jensen, 2016). Siden en aktivering og samhandling mellom kjernemuskulatur er viktigere for postural kontroll enn styrke og utholdenhet (Borghuis m.fl., 2008) vil trening på bevisstgjøring av alignment og aktivering av muskulatur lik det deltaker 2 har gjennomført være viktig for å bedre balansen.



### **6.3.7 Gangfunksjon**

Før jeg skal vurdere resultatene er det interessant å se hva som er klinisk relevant opp mot gangfunksjon og ganghastighet. I en studie som har sett på timed 25-foot walk test opp mot et selvrapporteringskjema av opplevd egenhelse 36-Item Short Form Health Survey (SF-36) ser at 20%-25% reduksjon i ganghastigheten korrelerer med en klinisk meningsfull forverring av opplevd helse (Cohen m.fl., 2014). En annen studie som har sett på timed 25-foot walk test opp mot MS Walking Scale (MSWS-12) som er selvrapportering av gangfunksjon har sett tilsvarende resultater med at 20% bedring vil være klinisk meningsfull (Hobart, Blight, Goodman, Lynn & Putzki, 2013). I tillegg har en studie sett på ADL funksjon og opplevd ganghastighet og funnet ut at redusert ganghastighet kan kobles opp mot redusert ADL aktivitet innendørs og utendørs for personer med MS (Yildiz, 2012). For å se hvilke hastigheter som er klinisk meningsfulle har Chui m.fl. (2012) sett at en endring på 0,1 m/s vil være klinisk meningsfull (Chui, Hood & Klima, 2012). I en studie som så på ganghastighet hos personer med MS opp mot friske kontroller, var ganghastigheten til friske 2,1 m/s (Cohen m.fl., 2014).

### **6.3.8 Timed 25-foot walk test**

Deltaker 1 viste en gradvis bedring under første del av baselinemålingene, og hadde en trend gjennom baselinemålingene. Man kan derfor ikke være sikker på om det er intervensjonen som har ført til endringene i studien. Ganghastigheten hennes var i gjennomsnitt 1,24 m/s under baselinemålingene. De to målingene som lå utenfor for 2 SD hadde gjennomsnittshastighet på 1,45 m/s, noe som er en bedring på 14,5%. Ser man på tidligere studier som for eksempel fra Hobart m.fl. (2013), er dette mindre enn det som skal til for at ganghastigheten skal oppleves som meningsfullt bedre. I studien til Cohen var gjennomsnittlig ganghastighet for personer med MS på 1,5 m/s, noe som er raskere enn for deltaker 1 i min studie. Deltaker 1 hadde da også betydelig redusert ganghastighet opp mot friske kontroller som hadde ganghastighet på 2,1 m/s (Cohen m.fl., 2014). I en metaanalyse gjennomført av Gianni m.fl. (2014) er ganghastighet en av flere faktorer som kan predikere fall. I denne studien er gjennomsnittstiden på timed 25-foot walk mellom 6,9 – 8,4 sekunder vanlig hos personer med MS som faller, og 5,8 - 6,9 sekunder til personer som ikke faller (Gianni m.fl., 2014). Deltaker 1 hadde under baselinemålingene et gjennomsnitt på 6,15 sekunder og dermed ikke i deres risikogruppe for fall. Deltaker 2 hadde en gjennomsnittstid under baselineundersøkelse på 15,9 sekunder noe som tilsvarer en ganghastighet på 0,48 m/s.

I henhold til Gianni m.fl. (2014) er han dermed i risikosonen for fall. Siden deltaker 2 hadde en tydelig trend under baselineundersøkelsene er det stor usikkerhet knyttet til resultatet som viste signifikant endring. De endringene som ligger uten for 2 SD viser en gjennomsnittlig tid på 11,38 sekunder, noe som tilsvarer en ganghastighet på 0,67 m/s. En slik endring vil da være på 28,4%, noe som skal gi en klinisk meningsfull endring i henhold til Cohen m.fl. (2014), samt en endring på over 0,1 m/s som er klinisk meningsfull i henhold til Chui m.fl. (2012).

En mulig forklaring for endringene hos deltaker 1 er økt kontroll over hoftene og bekken. Ved undersøkelse av behandlende fysioterapeut var det betydelig økt hoftestrategier i forbindelse med postural svai. Siden kroppen er i konstant bevegelse med et forholdsvis høyt tyngdepunkt og liten BOS (Brodal, 2004), er APAs viktig for å gjennomføre de små justeringene. Siden APAs i stor grad er avhengig av tidligere erfaringer (Shumway-Cook & Woollacott, 2016), kan trening av kjernestabilitet i stående stilling ha en med vektoverføringer lik den som er i gange skape bedre alignment over hoftene og bekken i forbindelse med at deltakeren tar vekt på foten. På denne måten kan bedre alignment føre til mindre mediolateral bevegelse og dermed redusere risikoen for fall i denne retningen. Men siden det var en trend under baseline er det svært usikkert om bedringen kan skyldes intervensjon eller andre faktorer.

### **6.3.9 PGRC og CGRC**

Begge deltakerne opplevde en endring i løpet av intervensjonen, og som for deltaker 2 vedvarte gjennom første og andre oppfølgingsfase. Deltaker 1 hadde redusert score på andre oppfølgingsmåling i forhold til det hun hadde på slutten av intervensjonen. Endringene samsvarer delvis med det behandlende fysioterapeut opplevde, men deltaker 1 opplevde at endringene skjedde tidligere og sterkere enn det behandlende fysioterapeut opplevde. En review av GRC har vist at en endring på en 11-punkt skala på over 2 er klinisk meningsfull, mens en endring på 0,45 poeng er den minste endringen som må registreres for at det skal være en merkbar endring (Kamper m.fl., 2009). Begge viser en bedring over 0,45 poeng, mens deltaker 1 også viser bedring som er over 2 poeng på skalaen. Det kan tyde på at endringene er klinisk meningsfulle for deltaker 2. Dette samsvarer ikke mot de øvrige resultatene der deltaker 1 hadde mindre endringer enn deltaker 2.

### 6.3.10 Langtidseffekt

I min studie ser man at deltaker 2 hadde en gradvis bedring på TIS-modNV, mini-BESTest total score og delementet dynamisk gange. På TIS-modNV vedvarer effekten gjennom første og andre oppfølgingsfase og det er stabile målinger under andre oppfølgingsperiode. Samme resultat ser man på total score på mini-BESTest der det er stabile målinger på andre oppfølgingsfase som er lik første oppfølgingsfase. Tilsvarende resultater er det også på dynamisk gange. At målingene er stabile både 1 og 4 uker etter intervensjonen samsvarer med deltaker 2 sine svar på PGRC der han opp lever litt bedring av balanse på slutten av intervensjonsfasen og samme bedring 4 uker etter. Dette kan tyde på at det har skjedd plastiske endringer i hjernen der den økte bruken av de motoriske banene har medført varige endringer. Klinisk kan dette tilsi at det for deltaker 2 har oppstått en motorisk læring som har vært sterk nok til å vedvare over tid. Opp mot Thelen & Smith (1994) sin teori om attractor wells kan brønnene for deltaker 2 har vært dype nok til at et endret bevegelsesmønster kan vedvare over tid.

Deltaker 1 opplever at endringene vedvarte utover første uke etter intervensjonen, men deretter en tilbakegang i bedringen. I forhold til gjennomsnittet fra baseline var alle målinger som ble gjennomført etter baseline over gjennomsnittet på mini-BESTest, men på målingene i 2. oppfølgingsfase var dårligere enn målingene på slutten av intervensjon og under 1. oppfølgingsfase. Det samme gjelder for dynamisk gange. På deltaker 1 sin egevaluering av balanse gjennom PGRC så ser man at hun opplever at det har vært en stor endring i form av bedring av balanse frem til og med intervensjon, men at denne reduseres allerede under 1. oppfølgingsfase og ytterligere tilbakegang ved 2. oppfølgingsfase. For deltaker 1 vil "attractor wells" ikke være dype nok til at endringer vedvarer over tid. Opp mot hjernens plastisitet kan det ha skjedd endringer med tanke på valg av motoriske baner. Siden man er avhengig av at synapsene brukes over tid for at det skal skje varige endringer (Brodal, 2013; Kleim & Jones, 2008), kan det hende at treningen ikke vedvarte over lang nok tid, eller at den ikke var intensiv eller spesifikk nok. Et annet alternativ retter seg mot at deltakeren ønsker å ha bedring uten at den er reell, noe som kan samsvare med målingene der det ikke påvises noen signifikant forskjell. I tillegg til deltakeren opplevde også behandlende fysioterapeut en endring hos deltaker 1 som samsvarer med hennes svar om bedring, noe som styrker sannsynligheten for at det har skjedd endringer som denne studien ikke har klart å fange opp med de testene som ble gjennomført.

Tenker man opp mot en klinisk setting har både deltaker 1 og deltaker 2 opplevd forbedringer av balansen 4 uker etter endt intervensjon, men at effekten var avtakende mellom første og andre oppfølgingsfase. Studien sier lite om aktivitetsnivået til deltakerne utenom studieperioden. Siden deltaker 2 opplevde bedringer i gangfunksjon og balanse, kan dette medføre endrede aktivitetsmønstre i hjemmet, noe som igjen kan føre til at de plastiske endringene styrkes også etter intervensjonen.

## **6.4 Styrker og svakheter med studien**

En SSED som undersøker intervensjon for en heterogen gruppe som MS vil ha flere metodologiske utfordringer.

### **6.4.1 Design**

SSED er en metode som er godt egnet til å undersøke en intervensjon for en heterogen målgruppe (Nourbakhsh & Ottenbacher, 1994). En utfordring med gruppedesign studier er den eksterne validiteten, der intervensjonen standardiseres og dermed ikke nødvendigvis passer for alle (Carter m.fl., 2011). I min SSED studie ble behandlingen individualisert til den enkelte innenfor rammene for intervensjonen. Den standardiserte behandlingen som man ser i gruppedesign vil også ofte gjøre at intervensjonen blir mindre lik det man ser i klinikken der det er ønskelig med en individualisering av behandlingen til blant annet MS pasienter (De Souza & Bates, 2004). I tillegg vil en design med flere baselinemålinger og flere målinger underveis i studien gi mulighet til å følge opp deltakeren i større grad enn ved et gruppedesign. Ved RCT studier er det vanlig med pre-test/post-test for å avdekke hvordan en gitt intervensjon fungerer på en gruppe, i forhold til alternativ behandling eller ingen behandling (Carter m.fl., 2011). En SSED deles inn i forskjellige faser og der det bør være minimum tre målinger i hver fase. På denne måten kan man avdekke når en eventuelt endring i atferd starter og om den vedlikeholdes gjennom studien. I denne studien er det brukt visuell analyse med 2 SD band metoden. To sammenhengende målinger utenfor 2 SD ble vurdert som signifikant (Nourbakhsh & Ottenbacher, 1994) og i denne studien kunne man da avdekke om eventuelle endringer skjedde under intervensjonen, i etterkant av intervensjonen, samt om endringene vedvarte over tid. I større RCT studier er det vanskeligere å se hvilke komorbiditeter og hvilket funksjonsnivå de deltakerne som har endringer har (Carter m.fl., 2011). Siden deltakerne ble undersøkt av behandlende fysioterapeut, samt at denne

beskrivelsen er med i studien, får man et bedre inntrykk av hver enkelt deltaker og hvorfor den aktuelle deltakeren kan ha hatt effekt av intervensjonen eller ikke.

De enkleste formene for SSED er AB design med en undersøkelsesfase og en fase med intervensjon og kartlegging. Denne studien var en ABAA som også kalles ”tilbaketrekningsdesign” (Smith, 2012). Et AB design vil kun undersøke om det vil være en effekt under eller etter intervensjonsfasen. Min studie hadde to ekstra faser som gir muligheter for å se om effekten vedvarer over tid. Når man kartlegger trening eller en rehabiliteringsprosess er det ofte ønskelig å se hvilke effekter man oppnår over tid. På denne måten kan man kartlegge mulige langtidseffekter for behandlingen for deltakerne. Andre design som ABAB, hadde hatt mulighet til å kartlegge intervensjonen over to faser og dermed se effekten fordelt på to intervensjonsperioder. Dette er et design som er velegnet til å kunne gi informasjon ved intervensjoner som trolig har kortvarig effekt som for eksempel utprøving av medisiner (Smith, 2012).

I denne studien er det benyttet visuell analyse av grafer som er produsert basert på målingene av deltakerne. For at en visuell analyse skal være valid og reliabel må det være flere målinger under baseline, intervensjon og eventuelle oppfølgingsfaser. I tillegg må fasene være fri for trender og da spesielt i den retningen man har en hypotese om at behandlingen vil gi (Smith, 2012). Et minimum for å kunne påvise endring er 3 målinger på forskjellige tidspunkt, men helst minst 5 målinger (Kratochwill m.fl., 2013). I min studie er det gjennomført 6 målinger under baseline, fem målinger for deltaker 1 og fire målinger for deltaker 2 under intervensjonen og tre målinger i begge oppfølgingsfasene. Til analysen er det benyttet en 2 SD band method, som går ut på å beregne gjennomsnitt og standardavvik under baselinemålingene. Deretter gjennomføres en visuell analyse for å se om 2 eller flere målinger faller utenfor 2 standardavvik fra baseline. I henhold til denne metoden er det 95% sannsynlighet for at målinger utenfor 2 SD ikke skyldes andre forhold enn intervensjonen, gitt at man kontrollerer for bias (Nourbakhsh & Ottenbacher, 1994). I denne studien hadde både deltaker 1 og deltaker 2 variable baselinemålinger på flere av testene. Dette gir et stort standardavvik og på enkelte tester var det ikke muligheter for deltakerne å oppnå målinger utenfor 2 SD fra baselinemålingene. Des større variasjon det er i baselinemålingene, er det vanskeligere å oppnå endringer siden standardavviket faller lengre utenfor gjennomsnittet. En utfordring med så mange gjentakende målinger er at deltakerne har en læringseffekt av testene heller enn en effekt av intervensjonen (Carter m.fl., 2011). På denne måten blir det svært viktig med mange baselinemålinger som er fri for trender dersom man skal tolke

eventuelle endringer som et resultat av intervensjonen. I denne studien ble tester som viser trender ikke tolket som signifikante, da det er sannsynlig at endringene skyldes andre forhold enn intervensjonen. Alternativet til en visuell analyse er statistisk analyse der man bruker statistiske modeller for å beregne en effektstørrelse eller statistisk signifikans. For SSED studier er det ingen felles enighet om hvilke modeller som skal brukes (Kratochwill m.fl., 2013).

Utfordringene med et slikt design er at overføringsverdien til en større gruppe vil være vanskelig. Behandlingen ble både individualisert og tilpasset den enkelte deltaker. I tillegg er antall deltakere svært begrenset og en generalisering av funn vil være vanskelig. På den andre siden vil denne typen forskning også kunne gå inn i større forskningsprosjekter der flere n-of-1 studier med samme formål og samme intervensjoner sammenliknes. En slik systematic review av n-of-1 studier vil kunne gå inn i en grad 1 dokumentasjon i henhold til Oxfords kriterier gitt at de strenge metodiske kriteriene er fulgt (Howik m.fl., 2011). I tillegg kan SSED med få deltakere gi en pekepinn på hva som trengs av fremtidig forskning. En annen fordel med et slikt design er at det er klinikknært.

#### **6.4.2 Utvalg**

I denne studien ble alle former for MS inkludert. Bakgrunnen for dette var at en generalisering basert på 2 deltakere med samme undergruppe med MS uansett ville bli vanskelig. I tillegg vil rekrutteringen i en mindre kommune bli enklere grunnet dette. Et tredje argument som MS-sykepleier fremhevet var at deltakere med progressiv MS i liten grad blir medisinerert for dette, og sannsynligheten for en endring av medisineringen vil kunne påvirke resultatet. Ulempen med å inkludere progressiv MS er at sykdommen kan progrediere i løpet av intervensjonsperioden uten at det er aktive angrep som ofte gir større kliniske utfall (Myhr m.fl., 2014). I tillegg ble det satt krav om at deltakerne skulle ha hatt en stabil fase på minst 3 måneder i forkant av studien for å kunne delta. Bakgrunnen for dette er å se om intervensjonen har hatt effekt istedenfor en remisjon fra et eventuelt angrep. Rekrutteringen foregikk gjennom den lokale MS foreningen der det ble gitt informasjon på et møte, samt at MS sykepleier på Namsos sykehus kunne anbefale personer med EDSS i henhold til inklusjonskriteriene til å delta. De to første personene som hadde riktig EDSS som fikk delta. Dette medfører at det sannsynligvis var motiverte deltakere som meldte seg og dermed kan man ikke si at det var et tilfeldig utvalg (Bjørndal & Hofoss, 2004). I tillegg vet man at det å

delta i en studie kan være med på å gi endret atferd (Hawthorne effect) og dermed gi motivasjon for å bedre resultatene på målingen (Polit & Beck, 2016, s. 228). Siden det i tillegg er mange baselinemålinger før intervensjonen og underveis og etter intervensjonen kan et bånd mellom deltaker og tester føre til at deltakerne anstrenger seg mer for å møte de opplevde kravene de kan erfare fra testpersonen (Berthelot, Le Goff & Maugars, 2011).

### **6.4.3 Intervensjonen**

En styrke ved studien var at behandlingen ble gjennomført av en annen fysioterapeut enn forskningslederen, samt at en tredje fysioterapeut gjennomførte målingene. Behandlende fysioterapeut var blindet for resultatet fra baselinemålingene og målingene underveis. Eneste unntaket ved målingene var Clinical Global Rating of Change som ble fylt ut av behandlende fysioterapeut. Grunnet at fysioterapeuten ikke fulgte opp deltakerne i etterkant av intervensjonen, var det kun deltaker som fylte ut Patient Global Rating of Change under oppfølgingsfasene.

Siden intervensjonen ble individualisert i henhold til en undersøkelse av behandlende fysioterapeut, vil en reproduksjon av intervensjonen være vanskelig. Ulike fysioterapeuter kan vurdere en pasient på forskjellig måte og velge forskjellige tiltak for en gitt utfordring basert på blant annet kulturelle og regionale faktorer (Martinková m.fl., 2018). Siden MS er en heterogen pasientgruppe (Myhr m.fl., 2014) og fysioterapibehandling bør individualiseres etter pasientens utfordringer (De Souza & Bates, 2004), vil en generalisering til en større populasjon være vanskelig.

En fordel med designet og intervensjonen er at metoden er lik daglig praksis (Carter m.fl., 2011). Til vanlig undersøkes pasientene før en eventuell behandling og intensiv bolkbehandling gjennomføres blant annet på Træn AS der forfatteren av denne studien jobber. I tillegg har studien hatt fokus på aktivering av kjernemuskulatur og da i oppgavespesifikke situasjoner som kan være overførbare til dagliglivet og ADL situasjoner. På denne måten kan en eventuell effekt ha positiv påvirkning i dagliglivet. Likevel vil ikke fysioterapeuter i sin praksis være låst til et definert hovedområde som det skal jobbes med, men har en serie mulige verktøy for å forsøke å hjelpe pasientene til å bli bedre. I en vanlig praksis kunne fysioterapeuten ha jobbet både med kjernestabilitet, samt sensorisk stimulering av blant annet fot for deltaker 1. For deltaker 2 kunne det for eksempel vært aktuelt å forsøke å endre de biomekaniske forholdene i fot i tillegg.

En utfordring med intervensjonen var at det ble gjennomført oppvarming på mølle eller sykkel. Dette medfører at denne oppvarmingen kan ha en påvirkning på resultatet av studien. Dynamisk gange som ble signifikant bedre hos deltaker 2 kan ha blitt bedret av dette og ikke av intervensjonen som gikk på aktivering av kjernemuskulatur.

En utfordring hos deltaker 2 var at han var borte i en sammenhengende uke. Med tanke på at han mistet 3 av 15 behandlinger, noe som tilsvarer 20% av behandlingene, kan han ha hatt redusert effekt i forhold til om han hadde hatt mulighet til å møte opp på alle behandlingene. Siden han hadde problemer med øynene denne uken kan det også ha påvirket resultatet da balanse er et komplekst samspill mellom sensoriske komponenter, som blant annet syn (Bente E. Bassøe Gjelsvik & Syre, 2016).

#### **6.4.4 Målingene**

Målingene i en SSED er grunnlaget for å kunne dokumentere endringer og det er viktig at det brukes standardiserte tester (Carter m.fl., 2011; Smith, 2012). Dette gjør at man med større sannsynlighet kan reprodusere testen på et senere tidspunkt. Testene må være reliable og valide. Reliabiliteten av tester går ut på at instrumentet og testeren er stabile og pålitelige for å redusere risikoen for feilkilder. På denne måten er det høy sannsynlighet for at tester internt får samme resultat ved gjentatte målinger og at to forskjellige testere kommer frem til samme score ved bruk av testen (Polit & Beck, 2016). I tillegg stiller det krav til at instruksjoner følges og er mulige å oppfatte for den som blir testet. Validering av tester går ut på om testen er egnet for å måle det man ønsker (Polit & Beck, 2016). Målsetningen med denne studien var å evaluere dynamisk balanse og det var da viktig at testene måler dette og ikke utholdenhet eller liknende. I tillegg er det viktig at testene er valide for den målgruppen som testes.

For å sørge for god intra-test reliabilitet ble det gjennomført utprøving av testene i forkant av studien. Testpersonen øvde sammen med forskningslederen på å gjennomføre testene for deretter å sammenlikne score på testene. Øvingen ble gjennomført ved at testpersonen instruerte i henhold til instruks på testene samtidig som begge partene scoret testpersonene. Sammenlikning av testene ble så gjennomført for deretter å evaluere score og diskutere eventuelle forskjeller. Med tanke på å sørge for god reliabilitet på testene ble de norske versjonene av testene gjennomført med samme instruks som gitt i testprotokollen hver gang. I tillegg ble testene gjennomført på samme sted, til samme tid hver gang og deltakerne brukte samme skotøy hver gang.



Validiteten for TIS-modNV er i hovedsak gjennomført for personer med EDSS over 3,5. I en studie som har validert TIS er gjennomsnittlig EDSS på 7,5 med en variasjonsbredde på 5,5 til 8,5 (Verheyden m.fl., 2004). Siden deltaker 1 har EDSS på 3,5 er det usikkert om testen er valid og sensitiv nok for hennes høye funksjonsnivå. Dette samsvarer med Potter m.fl. (2014) som så at TIS var anbefalt for personer med EDSS over 3,5. Testen har hovedfokus på bevegelser av både øvre og nedre del av trunkus der bena skal være plantet i bakken. Siden behandlende fysioterapeut opplevde stabiliteten over øvre trunkus som god, er det usikkert om testen var egnet for henne.

Validiteten av mini-BESTest har også vist å være god for personer med MS (Godi m.fl., 2013; Ross m.fl., 2016). Studiene har ikke sett betydelig takeffekt på total score av studien og har heller ikke sett på deltestene hver for seg. I min studie hadde ingen av deltakerne maksimal score på total score, men begge deltakerne oppnådde maksimal score på deltester underveis under baseline og underveis i studien. På denne måten kan testen være for lite sensitiv for å merke endringer på deloppgavene på mini-BESTest.

Målingene på mini-BESTest og timed 25-foot walk test ble gjennomført med manuell tidtaking med stoppeklokke. Dette er vist å være like sikkert som automatisk tidtaking (Peters, Fritz & Krotish, 2013). Timed 25-foot walk test involverer statisk start, noe som kan gi endrede utslag på ganghastigheten og en studie gjennomført av Phan-Ba (2012) anbefaler en dynamisk start dersom målet er en evaluering av hastighet på gange (Phan-Ba m.fl., 2012). Siden målsetningen var å se på den dynamiske balansen heller enn gangfunksjon ble det dermed vurderer å bruke vanlig timed 25-foot walk test. Timed 25-foot walk test med statisk start er også ansett som gullstandarden for test av gangfunksjon for personer med MS (Bennett, Bromley, Fisher, Tomita & Niewczyk, 2017) og er en av standardtestene i Multiple Sclerosis Functional Composit som er en samling av tester for personer med MS (Cutter m.fl., 1999).

Deltaker 2 hadde et opphold på en uke under baselinemålingene. Normalt vil en person ha små variasjoner i prestasjon selv om målingene gjennomføres under samme forhold (Carter m.fl., 2011). Baselinemålingene har mål om å representere en persons tilstand før en intervensjon starter og dersom det blir langvarig pause mellom baselinemålinger kan endringer i testene skyldes en reell endring i funksjon istedenfor normale variasjoner grunnet blant annet dagsform. For deltaker 2 som har primær progressiv MS skjer det små endringer over tid og endringer under baselineundersøkelsene kan dermed skyldes nedsatt

funksjonsnivå. Ser man på resultatene i denne studien ser man at målingene var stabile mellom de 4 første målingene og de 2 siste målingene. Det er ingen trender om at det var store forskjeller på de to siste målingene i forhold til tidligere målinger.

Skjemaet for PGRC og CGRC var utarbeidet som en rettlinjet skala med punkter mellom -5 til 5. Både deltakerne og behandlende fysioterapeut scoret langs linjen og ikke punktvis langs numrene. Analysen av disse dataene ble dermed gjennomført ved å måle avstanden mellom punktene og dermed få et siffer med desimaler. På denne måten ble ikke skalaen behandlet som en 11-punkts skala som er det beste kompromisset mellom muligheten til å måle endring, test-retest reliabilitet og pasientens preferanse (Kamper m.fl., 2009).

#### **6.4.5 Forskerens rolle**

En styrke i denne studien var at forskningslederen ikke gjennomførte verken målingene eller intervensjonen. På denne måten hadde ikke forskeren mulighet til å påvirke målingene eller intervensjonen underveis. Forskningslederen hadde kun dialog med deltakerne i forkant av studien og i etterkant av studien. Fysioterapeuten som gjennomførte målingene leverte fra seg dokumentasjonen samme dag og hadde ikke ansvar for å summere opp score. På denne måten hadde ikke fysioterapeuten sammenligningsgrunnlag fra gang til gang.

### **6.5 Implikasjoner for praksis og anbefalinger for videre forskning**

Denne studien har undersøkt om trening av kjernemuskulatur i stående stilling kan ha effekt på balansen for personer med MS. Resultatene viser signifikant endring på TIS-modNV, total score på mini-BESTest og dynamisk gangfunksjon for en av deltakerne. Denne deltakeren var den som hadde lavet funksjonsnivå i utgangspunktet. Deltaker 1 oppnådde ikke signifikante forskjeller på noen av testene uten at det var trend under baselinemålingene.

Testene som ble benyttet i denne studien var ikke tilstrekkelig sensitiv for deltaker 1 som hadde et funksjonsnivå i nedre del av det man kan definere som moderat MS målt ved EDSS. På flere av testene var funksjonsnivået for godt og hun oppnådde takeffekt på baseline på TIS-modNV og 2 SD lå utenfor skalaen på flere delelementer av mini-BESTest. Man kan dermed ikke dokumentere en signifikant endring i positiv retning på disse testene. Siden MS er en heterogen sykdom og EDSS ikke nødvendigvis forteller noe om hvilke områder det er nedsatt funksjon, er det viktig at behandlingen for denne gruppen individualiseres og tilpasses

den enkelte. Dette er vanskelig i større studier da intervensjon ofte er standardisert. I fremtidige studier kan man vurdere bruk av Kurtzkes Funktional Score (FS) (Kurtzke, 1983) for å få en bedre beskrivelse av deltakerne i studier og dermed hvilke nivåer lesjonene sitter.

Intervensjonen i denne studien var åpen for behandlende fysioterapeut innenfor gitte rammer om var at et var hovedfokus på et definert kjerneområde. Fysioterapeuten undersøkte selv hva som var hovedproblemene for de to deltakerne. Dette kan delvis overføres til klinikken der fysioterapeutene tar egne vurderinger og behandler deretter. For deltaker 1, der fysioterapeut opplevde at hovedproblemer lå utenfor det definerte kjerneområdet, ville behandlingen i klinikken trolig ha vært annerledes med fokus på sensorisk stimulering av fot og økt fokus på motorisk aktivering av fot og ankler. På denne måten satte studien begrensinger for behandlende fysioterapeut. Dette vil dog også være naturlig i en studie som kartlegger effekten av en bestemt individualisert intervensjon. Dersom det i tillegg hadde blitt gjennomført annen behandling ville man hatt vanskeligheter med å vite hva som eventuelt hadde hatt effekt. Dersom målsetningen for studien hadde vært å dokumentere effekt av fysioterapi vil det dermed være viktig å vurdere videre rammer for behandlingen.

Intervensjonsperioden varte også over en kort periode. Siden biologiske endringer i muskulatur tar tid, samt at plastiske endringer er bruksavhengige over tid, vil en intervensjon som varer over en lengre periode være interessant for å se om det kan bedre balansen i større grad enn det korte tidsperspektivet i denne studien.

I denne studien ser man primært signifikant endring på TIS-modNV, total score på mini-BESTest og deltesten dynamisk gange. I videre forskning vil det, i tillegg til å ha hatt mer sensitive tester for de med høyest funksjon med moderat MS, være interessant å se på den kvalitative utførelsen av gange ved for eksempel Rivermead Motor Assessment test. Denne kan gi svar på om balansen bedres i spesielle deler av gangsyklusen som bedres. I tillegg vil det være interessant å se om trening av kjernestabilitet i stående gir bedre arbeidsøkonomi og dermed kan bedre gangfunksjonen på lengre strekninger. Andre kvalitative metoder som bruk av 3D markører kan også gi et godt innblikk i hvordan balansen endres hos personer med MS.

Deltakerne i denne studien hadde ikke vært til behandling eller gjennomført noe spesiell trening de siste månedene. Dette kan skape en utfordring opp mot tester som timed 25-foot walk test der begge deltakerne viste tydelig trend gjennom baseline undersøkelsene. For deltakere med et lavt aktivitetsnivå kan det være interessant å gjennomføre flere

baselinemålinger enn det som ble gjort i denne studien. Det kan være med på å redusere sannsynligheten for at en endring skyldes blant annet læringseffekt (Carter m.fl., 2011) samt at målingene for stabilisert seg og er fri for trender.

## **7 Konklusjon**

Denne studien har sett på om trening av kjernestabilitet i stående har hatt effekt på balansen for to personer med MS. Resultatet viser at en av deltakerne har hatt signifikante endringer på trunkuskontroll og stående balanse. Delelementet av balanse som har hatt størst bedring var dynamisk gange. Den andre deltakeren har ikke hatt signifikante endringer på balanse eller gange over korte distanser. Deltakeren som hadde signifikante endringer hadde betydelig lavere funksjon målt ved EDSS enn den andre deltakeren. Siden det har vært få deltakere i denne studien er det vanskelig med en generalisering av disse funnene. I tillegg vil svakheter med design og målinger kunne være en feilkilde der deltaker 1, som ikke hadde signifikante endringer, hadde takeffekt på flere av testene. Men siden studien har et klinikknært design kan kjernestabilitetstrening i stående være en del av opptreningen for personer med MS. I tillegg vil større studier på trening av kjernestabilitet i oppgavespesifikke treninger kunne gi svar for større populasjoner.

## Referanseliste

- Amiri, B., Sahebozamani, M. & Sedighi, B. (2018). The effects of 10-week core stability training on balance in women with Multiple Sclerosis according to Expanded Disability Status Scale: a single-blinded randomized controlled trial. *Eur J Phys Rehabil Med*. doi: 10.23736/s1973-9087.18.04778-0
- Anens, E., Emtner, M., Zetterberg, L. & Hellstrom, K. (2014). Physical activity in subjects with multiple sclerosis with focus on gender differences: a survey. *BMC Neurol*, 14, 47. doi: 10.1186/1471-2377-14-47
- Aruin, A. S., Kanekar, N. & Lee, Y. J. (2015). Anticipatory and compensatory postural adjustments in individuals with multiple sclerosis in response to external perturbations. *Neurosci Lett*, 591, 182-186. doi: 10.1016/j.neulet.2015.02.050
- Bennett, S. E., Bromley, L. E., Fisher, N. M., Tomita, M. R. & Niewczyk, P. (2017). Validity and Reliability of Four Clinical Gait Measures in Patients with Multiple Sclerosis. *Int J MS Care*, 19(5), 247-252. doi: 10.7224/1537-2073.2015-006
- Berthelot, J. M., Le Goff, B. & Maugars, Y. (2011). The Hawthorne effect: stronger than the placebo effect? *Joint Bone Spine*, 78(4), 335-336. doi: 10.1016/j.jbspin.2011.06.001
- Bethoux, F. & Bennett, S. (2011). Evaluating Walking in Patients with Multiple Sclerosis: Which Assessment Tools Are Useful in Clinical Practice? *Int J MS Care*, 13(1), 4-14. doi: 10.7224/1537-2073-13.1.4
- Bjørndal, A. & Hofoss, D. (2004). *Statistikk for helse- og sosialfagene* (2. utg.). Oslo: Gyldendal akademisk.
- Borghuis, J., Hof, A. L. & Lemmink, K. A. (2008). The importance of sensory-motor control in providing core stability: implications for measurement and training. *Sports Med*, 38(11), 893-916. doi: 10.2165/00007256-200838110-00002
- Bricchetto, G., Piccardo, E., Pedulla, L., Battaglia, M. A. & Tacchino, A. (2015). Tailored balance exercises on people with multiple sclerosis: A pilot randomized, controlled study. *Mult Scler*, 21(8), 1055-1063. doi: 10.1177/1352458514557985
- Brodal, P. (2004). Det nevrobiologiske grunnlaget for balanse. *Fysioterapeuten*, 8.
- Brodal, P. (2013). *Sentralnervesystemet* (5. utgave utg.). Oslo: Universitetsforlaget AS.
- Bulguroglu, I., Guclu-Gunduz, A., Yazici, G., Ozkul, C., Irkec, C., Nazliel, B. & Batur-Caglayan, H. Z. (2017). The effects of Mat Pilates and Reformer Pilates in patients with Multiple Sclerosis: A randomized controlled study. *NeuroRehabilitation*, 41(2), 413-422. doi: 10.3233/nre-162121
- Burton, J. M., O'Connor, P. W., Hohol, M. & Beyene, J. (2012). Oral versus intravenous steroids for treatment of relapses in multiple sclerosis. *Cochrane Database Syst Rev*, 12, Cd006921. doi: 10.1002/14651858.CD006921.pub3

- Cameron, M. H. & Lord, S. (2010). Postural Control in Multiple Sclerosis: Implications for Fall Prevention. *Current Neurology and Neuroscience Reports*, 10(5), 407-412. doi: 10.1007/s11910-010-0128-0
- Cameron, M. H., Poel, A. J., Haselkorn, J. K., Linke, A. & Bourdette, D. (2011). Falls requiring medical attention among veterans with multiple sclerosis: a cohort study. *J Rehabil Res Dev*, 48(1), 13-20.
- Campbell, E., Coulter, E. H., Mattison, P. G., Miller, L., McFadyen, A. & Paul, L. (2016). Physiotherapy Rehabilitation for People With Progressive Multiple Sclerosis: A Systematic Review. *Arch Phys Med Rehabil*, 97(1), 141-151.e143. doi: 10.1016/j.apmr.2015.07.022
- Carling, A., Forsberg, A., Gunnarsson, M. & Nilsagard, Y. (2016). CoDuSe group exercise programme improves balance and reduces falls in people with multiple sclerosis: A multi-centre, randomized, controlled pilot study. *Mult Scler*, 1352458516677591. doi: 10.1177/1352458516677591
- Carling, A., Forsberg, A. & Nilsagard, Y. (2018). Falls in people with multiple sclerosis: experiences of 115 fall situations. *Clin Rehabil*, 32(4), 526-535. doi: 10.1177/0269215517730597
- Carter, R. E., Lubinsky, J. & Domholdt, E. (2011). *Rehabilitation Research* (4 utg.). St. Louis: Elsevier Inc.
- Carvalho, R., Vasconcelos, O., Goncalves, P., Conceicao, F. & Vilas-Boas, J. P. (2010). The effects of physical activity in the anticipatory postural adjustments in elderly people. *Motor Control*, 14(3), 371-379.
- Casadio, M., Sanguineti, V., Morasso, P. & Solaro, C. (2008). Abnormal sensorimotor control, but intact force field adaptation, in multiple sclerosis subjects with no clinical disability. *Mult Scler*, 14(3), 330-342. doi: 10.1177/1352458507085068
- Cattaneo, D., De Nuzzo, C., Fascia, T., Macalli, M., Pisoni, I. & Cardini, R. (2002). Risks of falls in subjects with multiple sclerosis. *Arch Phys Med Rehabil*, 83(6), 864-867. doi: <http://dx.doi.org/10.1053/apmr.2002.32825>
- Cattaneo, D., Jonsdottir, J., Zocchi, M. & Regola, A. (2007). Effects of balance exercises on people with multiple sclerosis: a pilot study. *Clin Rehabil*, 21(9), 771-781. doi: 10.1177/0269215507077602
- Cattaneo, D., Rasova, K., Gervasoni, E., Dobrovodska, G., Montesano, A. & Jonsdottir, J. (2016). Falls prevention and balance rehabilitation in multiple sclerosis: a bi-centre randomised controlled trial. *Disabil Rehabil*, 1-5. doi: 10.1080/09638288.2016.1258089
- Charron, S., McKay, K. A. & Tremlett, H. (2018). Physical activity and disability outcomes in multiple sclerosis: A systematic review (2011-2016). *Mult Scler Relat Disord*, 20, 169-177. doi: 10.1016/j.msard.2018.01.021
- Chiaravalloti, N. D. & DeLuca, J. (2008). Cognitive impairment in multiple sclerosis. *The Lancet Neurology*, 7(12), 1139-1151. doi: [http://dx.doi.org/10.1016/S1474-4422\(08\)70259-X](http://dx.doi.org/10.1016/S1474-4422(08)70259-X)

- Chui, K., Hood, E. & Klima, D. (2012). Meaningful Change in Walking Speed. *Topics in Geriatric Rehabilitation, 28*(2), 97-103. doi: 10.1097/TGR.0b013e3182510195
- Cohen, J. A., Krishnan, A. V., Goodman, A. D., Potts, J., Wang, P., Havrdova, E., . . . Rudick, R. A. (2014). The clinical meaning of walking speed as measured by the timed 25-foot walk in patients with multiple sclerosis. *JAMA Neurol, 71*(11), 1386-1393. doi: 10.1001/jamaneurol.2014.1895
- Confavreux, C. & Vukusic, S. (2006). Natural history of multiple sclerosis: a unifying concept. *Brain, 129*(Pt 3), 606-616. doi: 10.1093/brain/awl007
- Coote, S., Finlayson, M. & Sosnoff, J. J. (2014). Level of mobility limitations and falls status in persons with multiple sclerosis. *Arch Phys Med Rehabil, 95*(5), 862-866. doi: 10.1016/j.apmr.2013.10.018
- Cosman, F., Nieves, J., Komar, L., Ferrer, G., Herbert, J., Formica, C., . . . Lindsay, R. (1998). Fracture history and bone loss in patients with MS. *Neurology, 51*(4), 1161-1165.
- Cramer, S. C., Sur, M., Dobkin, B. H., O'Brien, C., Sanger, T. D., Trojanowski, J. Q., . . . Vinogradov, S. (2011). Harnessing neuroplasticity for clinical applications. *Brain, 134*(Pt 6), 1591-1609. doi: 10.1093/brain/awr039
- Cutter, G. R., Baier, M. L., Rudick, R. A., Cookfair, D. L., Fischer, J. S., Petkau, J., . . . Willoughby, E. (1999). Development of a multiple sclerosis functional composite as a clinical trial outcome measure. *Brain, 122* ( Pt 5), 871-882.
- Dahl, H. A. (2008). *Mest om muskel : Essensiell Muskelbiologi*. Oslo: Cappelen Damm AS.
- Dahl, H. A. & Jensen, J. (2016). *Treningens biologiske grunnlag*. Oslo: Cappelen Damm AS.
- Dalgas, U., Stenager, E., Lund, C., Rasmussen, C., Petersen, T., Sorensen, H., . . . Overgaard, K. (2013). Neural drive increases following resistance training in patients with multiple sclerosis. *J Neurol, 260*(7), 1822-1832. doi: 10.1007/s00415-013-6884-4
- Davies, B. L., Arpin, D. J., Liu, M., Reelfs, H., Volkman, K. G., Healey, K., . . . Kurz, M. J. (2016). Two Different Types of High-Frequency Physical Therapy Promote Improvements in the Balance and Mobility of Persons With Multiple Sclerosis. *Arch Phys Med Rehabil, 97*(12), 2095-2101.e2093. doi: 10.1016/j.apmr.2016.05.024
- De nasjonale forskningsetiske komiteene. (2010, oktober 2013). Helsinkideklarasjonen. Hentet 26.03.2018 fra <https://www.etikkom.no/forskningsetiske-retningslinjer/Medisin-og-helse/Helsinki-deklarasjonen/>
- De Souza, L. & Bates, D. (2004). Multiple sclerosis. I *Physical Management in Neurological Rehabilitation* (2. utg.). Philadelphia: Elsevier.
- Deckx, N., Wens, I., Nuyts, A. H., Hens, N., De Winter, B. Y., Koppen, G., . . . Cools, N. (2016). 12 Weeks of Combined Endurance and Resistance Training Reduces Innate Markers of Inflammation in a Randomized Controlled Clinical Trial in Patients with Multiple Sclerosis. *Mediators Inflamm, 2016*, 6789276. doi: 10.1155/2016/6789276

- Di Carlo, S., Bravini, E., Vercelli, S., Massazza, G. & Ferriero, G. (2016). The Mini-BESTest: a review of psychometric properties. *Int J Rehabil Res*, 39(2), 97-105. doi: 10.1097/mrr.0000000000000153
- Dietrichs, E. (2007). Hjernens plastisitet - Perspektiver for rehabilitering etter hjerneslag. *Brain plasticity after stroke - Implications for post-stroke rehabilitation*, 127(9), 1228-1231.
- Doshi, A. & Chataway, J. (2016). Multiple sclerosis, a treatable disease. *Clin Med (Lond)*, 16(Suppl 6), s53-s59. doi: 10.7861/clinmedicine.16-6-s53
- Einarsson, U. & Hillert, J. (2015). Multipel Sklerose. I *Aktivitetshåndboken : fysisk aktivitet i forebygging og behandling* (3. utg.). Bergen: Fagbokforlaget.
- 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
- Feinstein, A., Freeman, J. & Lo, A. C. (2015). Treatment of progressive multiple sclerosis: what works, what does not, and what is needed. *Lancet Neurol*, 14(2), 194-207. doi: 10.1016/s1474-4422(14)70231-5
- Fisk, J. D., Pontefract, A., Ritvo, P. G., Archibald, C. J. & Murray, T. J. (1994). The impact of fatigue on patients with multiple sclerosis. *Can J Neurol Sci*, 21(1), 9-14.
- Forsberg, A., von Koch, L. & Nilsagard, Y. (2016). Effects on Balance and Walking with the CoDuSe Balance Exercise Program in People with Multiple Sclerosis: A Multicenter Randomized Controlled Trial. *Mult Scler Int*, 2016, 7076265. doi: 10.1155/2016/7076265
- Fox, E. E., Hough, A. D., Creanor, S., Gear, M. & Freeman, J. A. (2016). Effects of Pilates-Based Core Stability Training in Ambulant People With Multiple Sclerosis: Multicenter, Assessor-Blinded, Randomized Controlled Trial. *Phys Ther*, 96(8), 1170-1178. doi: 10.2522/ptj.20150166
- 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., Gear, M., Pauli, A., Cowan, P., Finnigan, C., Hunter, H., . . . Thain, J. (2010). The effect of core stability training on balance and mobility in ambulant individuals with multiple sclerosis: a multi-centre series of single case studies. *Mult Scler*, 16(11), 1377-1384. doi: 10.1177/1352458510378126
- Gandolfi, M., Munari, D., Geroin, C., Gajofatto, A., Benedetti, M. D., Midiri, A., . . . Smania, N. (2015). Sensory integration balance training in patients with multiple sclerosis: A randomized, controlled trial. *Mult Scler*, 21(11), 1453-1462. doi: 10.1177/1352458514562438
- Gianni, C., Prosperini, L., Jonsdottir, J. & Cattaneo, D. (2014). A systematic review of factors associated with accidental falls in people with multiple sclerosis: a meta-analytic approach. *Clin Rehabil*, 28(7), 704-716. doi: 10.1177/0269215513517575



- Gjelsvik, B. E. B., Breivik, K., Verheyden, G., Smedal, T., Hofstad, H. & Strand, L. I. (2012). The Trunk Impairment Scale - modified to ordinal scales in the Norwegian version. *Disabil Rehabil*, 34(16), 1385-1395. doi: 10.3109/09638288.2011.645113
- Gjelsvik, B. E. B. & Syre, L. (2016). *The Bobath concept in adult neurology* (2. utg.). Stuttgart: Thieme.
- 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. *Phys Ther*, 93(2), 158-167. doi: 10.2522/ptj.20120171
- Gunn, H., Creanor, S., Haas, B., Marsden, J. & Freeman, J. (2014). Frequency, characteristics, and consequences of falls in multiple sclerosis: findings from a cohort study. *Arch Phys Med Rehabil*, 95(3), 538-545. doi: 10.1016/j.apmr.2013.08.244
- 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: <http://dx.doi.org/10.1016/j.apmr.2015.05.018>
- Halabchi, F., Alizadeh, Z., Sahraian, M. A. & Abolhasani, M. (2017). Exercise prescription for patients with multiple sclerosis; potential benefits and practical recommendations. *BMC Neurol*, 17(1), 185. doi: 10.1186/s12883-017-0960-9
- Hamre, C., Botolfsen, P., Tangen, G. G. & Helbostad, J. L. (2017). Interrater and test-retest reliability and validity of the Norwegian version of the BESTest and mini-BESTest in people with increased risk of falling. *BMC Geriatr*, 17(1), 92. doi: 10.1186/s12877-017-0480-x
- Heine, M., van de Port, I., Rietberg, M. B., van Wegen, E. E. & Kwakkel, G. (2015). Exercise therapy for fatigue in multiple sclerosis. *Cochrane Database Syst Rev*(9), Cd009956. doi: 10.1002/14651858.CD009956.pub2
- Helse- og omsorgsdepartementet. (2001). *Lov om helsepersonell m.v. (helsepersonelloven)*. Hentet 02.04.2018 fra [https://lovdata.no/dokument/NL/lov/1999-07-02-64/KAPITTEL\\_5\\_-\\_§25](https://lovdata.no/dokument/NL/lov/1999-07-02-64/KAPITTEL_5_-_§25)
- Hobart, J., Blight, A. R., Goodman, A., Lynn, F. & Putzki, N. (2013). Timed 25-foot walk: direct evidence that improving 20% or greater is clinically meaningful in MS. *Neurology*, 80(16), 1509-1517. doi: 10.1212/WNL.0b013e31828cf7f3
- 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
- Howik, J., Chalmers, I., Glasziou, P., Greenhalgh, T., Heneghan, C., Liberati, A., . . . Thornton, H. (2011), *Oxford CEBM Evidence Table (Introductory Document)*. <http://www.cebm.net/index.aspx?o=5653> Oxford.

- Ilett, P., Lythgo, N., Martin, C. & Brock, K. (2016). 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. *Physiother Res Int*, 21(2), 91-101. doi: 10.1002/pri.1624
- Jensen, S. K. & Yong, V. W. (2016). Activity-Dependent and Experience-Driven Myelination Provide New Directions for the Management of Multiple Sclerosis. *Trends Neurosci*, 39(6), 356-365. doi: 10.1016/j.tins.2016.04.003
- Kalron, A., Givon, U., Frid, L., Dolev, M. & Achiron, A. (2016). Static Posturography and Falls According to Pyramidal, Sensory and Cerebellar Functional Systems in People with Multiple Sclerosis. *PLoS One*, 11(10), e0164467. doi: 10.1371/journal.pone.0164467
- Kalron, A., Rosenblum, U., Frid, L. & Achiron, A. (2017). Pilates exercise training vs. physical therapy for improving walking and balance in people with multiple sclerosis: a randomized controlled trial. *Clin Rehabil*, 31(3), 319-328. doi: 10.1177/0269215516637202
- Kamper, S. J., Maher, C. G. & Mackay, G. (2009). Global rating of change scales: a review of strengths and weaknesses and considerations for design. *J Man Manip Ther*, 17(3), 163-170. doi: 10.1179/jmt.2009.17.3.163
- Kasser, S. L., Jacobs, J. V., Ford, M. & Tourville, T. W. (2015). Effects of balance-specific exercises on balance, physical activity and quality of life in adults with multiple sclerosis: a pilot investigation. *Disabil Rehabil*, 37(24), 2238-2249. doi: 10.3109/09638288.2015.1019008
- Kazdin, A. E. (2011). *Single-case research designs: Methods for clinical and applied settings*. New York, NY: Oxford University Press.
- Keser, I., Kirdi, N., Meric, A., Tuncer Kurne, A. & Karabudak, R. (2013). Comparing routine neurorehabilitation program with trunk exercises based on Bobath concept in multiple sclerosis: Pilot study. *Journal of Rehabilitation Research & Development*, 50(1), 133-140. doi: 10.1682/JRRD.2011.12.0231
- Ketelhut, N. B., Kindred, J. H., Manago, M. M., Hebert, J. R. & Rudroff, T. (2015). Core muscle characteristics during walking of patients with multiple sclerosis. *J Rehabil Res Dev*, 52(6), 713-724. doi: 10.1682/jrrd.2015.01.0006
- Khan, F. & Amatya, B. (2017). Rehabilitation in Multiple Sclerosis: A Systematic Review of Systematic Reviews. *Arch Phys Med Rehabil*, 98(2), 353-367. doi: 10.1016/j.apmr.2016.04.016
- Kibler, W. B., Press, J. & Sciascia, A. (2006). The role of core stability in athletic function. *Sports Med*, 36(3), 189-198.
- Kierkegaard, M., Lundberg, I. E., Olsson, T., Johansson, S., Ygberg, S., Opava, C., . . . Piehl, F. (2016). High-intensity resistance training in multiple sclerosis - An exploratory study of effects on immune markers in blood and cerebrospinal fluid, and on mood, fatigue, health-

- related quality of life, muscle strength, walking and cognition. *J Neurol Sci*, 362, 251-257.  
doi: 10.1016/j.jns.2016.01.063
- Kleim, J. A. & Jones, T. A. (2008). Principles of experience-dependent neural plasticity: implications for rehabilitation after brain damage. *J Speech Lang Hear Res*, 51(1), S225-239. doi: 10.1044/1092-4388(2008/018)
- Koudriavtseva, T. & Mainero, C. (2016). Neuroinflammation, neurodegeneration and regeneration in multiple sclerosis: intercorrelated manifestations of the immune response. *Neural Regen Res*, 11(11), 1727-1730. doi: 10.4103/1673-5374.194804
- Kratochwill, T. R., Hitchcock, J. H., Horner, R. H., Levin, J. R., Odom, S. L., Rindskopf, D. M. & Shadish, W. R. (2013). Single-Case Intervention Research Design Standards. *Remedial and Special Education*, 34(1), 26-38. doi: 10.1177/0741932512452794
- Krishnan, V., Kanekar, N. & Aruin, A. S. (2012). Anticipatory postural adjustments in individuals with multiple sclerosis. *Neurosci Lett*, 506(2), 256-260. doi: 10.1016/j.neulet.2011.11.018
- Krupp, L. B. & Christodoulou, C. (2001). Fatigue in multiple sclerosis. *Curr Neurol Neurosci Rep*, 1(3), 294-298.
- Kummel, J., Kramer, A., Giboin, L. S. & Gruber, M. (2016). Specificity of Balance Training in Healthy Individuals: A Systematic Review and Meta-Analysis. *Sports Med*, 46(9), 1261-1271. doi: 10.1007/s40279-016-0515-z
- Kurtzke, J. F. (1983). Rating neurologic impairment in multiple sclerosis: an expanded disability status scale (EDSS). *Neurology*, 33(11), 1444-1452.
- Lanzetta, D., Cattaneo, D., Pellegatta, D. & Cardini, R. (2004). Trunk control in unstable sitting posture during functional activities in healthy subjects and patients with multiple sclerosis. *Arch Phys Med Rehabil*, 85(2), 279-283.
- Latimer-Cheung, A. E., Pilutti, L. A., Hicks, A. L., Martin Ginis, K. A., Fenuta, A. M., MacKibbon, K. A. & Motl, R. W. (2013). Effects of exercise training on fitness, mobility, fatigue, and health-related quality of life among adults with multiple sclerosis: a systematic review to inform guideline development. *Arch Phys Med Rehabil*, 94(9), 1800-1828.e1803. doi: 10.1016/j.apmr.2013.04.020
- Lenman, A. J., Tulley, F. M., Vrbova, G., Dimitrijevic, M. R. & Towle, J. A. (1989). Muscle fatigue in some neurological disorders. *Muscle Nerve*, 12(11), 938-942. doi: 10.1002/mus.880121111
- Leocani, L., Comi, E., Annovazzi, P., Rovaris, M., Rossi, P., Cursi, M., . . . Comi, G. (2007). Impaired short-term motor learning in multiple sclerosis: evidence from virtual reality. *Neurorehabil Neural Repair*, 21(3), 273-278. doi: 10.1177/1545968306294913
- Leocani, L. & Comi, G. (2014). Chapter 29 - Clinical neurophysiology of multiple sclerosis. I S. G. Douglas (Red.), *Handbook of Clinical Neurology* (Volume 122, s. 671-679): Elsevier. Hentet fra <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/B9780444520012000285>

- Martinková, P., Freeman, J., Drabinová, A., Erosheva, E., Cattaneo, D., Jonsdottir, J., . . . Řasová, K. (2018). Physiotherapeutic interventions in multiple sclerosis across Europe: Regions and other factors that matter. *Mult Scler Relat Disord*, 22, 59-67. doi: <https://doi.org/10.1016/j.msard.2018.03.005>
- Matsuda, P. N., Shumway-Cook, A., Ciol, M. A., Bombardier, C. H. & Kartin, D. A. (2012). Understanding falls in multiple sclerosis: association of mobility status, concerns about falling, and accumulated impairments. *Phys Ther*, 92(3), 407-415. doi: 10.2522/ptj.20100380
- Mazumder, R., Murchison, C., Bourdette, D. & Cameron, M. (2014). Falls in People with Multiple Sclerosis Compared with Falls in Healthy Controls. *PLoS One*, 9(9), e107620. doi: 10.1371/journal.pone.0107620
- McLoughlin, J., Barr, C., Crotty, M., Lord, S. R. & Sturnieks, D. L. (2015). Association of Postural Sway with Disability Status and Cerebellar Dysfunction in People with Multiple Sclerosis: A Preliminary Study. *Int J MS Care*, 17(3), 146-151. doi: 10.7224/1537-2073.2014-003
- Meamar, R., Nematollahi, S., Dehghani, L., Mirmosayyeb, O., Shayegannejad, V., Basiri, K. & Tanhaei, A. P. (2016). The role of stem cell therapy in multiple sclerosis: An overview of the current status of the clinical studies. *Adv Biomed Res*, 5, 46. doi: 10.4103/2277-9175.178791
- Morgen, K., Kadom, N., Sawaki, L., Tessitore, A., Ohayon, J., McFarland, H., . . . Cohen, L. G. (2004). Training-dependent plasticity in patients with multiple sclerosis. *Brain*, 127(Pt 11), 2506-2517. doi: 10.1093/brain/awh266
- Motl, R. W., Cohen, J. A., Benedict, R., Phillips, G., LaRocca, N., Hudson, L. D. & Rudick, R. (2017). Validity of the timed 25-foot walk as an ambulatory performance outcome measure for multiple sclerosis. *Mult Scler*, 1352458517690823. doi: 10.1177/1352458517690823
- Myhr, K.-M., Torkildsen, Ø. G. & Bø, L. (2014). *Multipel Sklerose. I Nevrologi og nevrokirurgi fra barn til voksen* (6. utg.). Drammen: Forlaget Vett & Viten.
- Nerhus, K. A., Anderssen, S. A., Lerkelund, H. E. & Kolle, E. (2011). Sentrale begreper relatert til fysisk aktivitet: forslag til bruk og forståelse. *Norsk Epidemiologi*, 20(2). doi: <https://doi.org/https://doi.org/10.5324/nje.v20i2.1335>
- Nilsagard, Y. E., von Koch, L. K., Nilsson, M. & Forsberg, A. S. (2014). Balance exercise program reduced falls in people with multiple sclerosis: a single-group, pretest-posttest trial. *Arch Phys Med Rehabil*, 95(12), 2428-2434. doi: 10.1016/j.apmr.2014.06.016
- Nilsagård, Y., Lundholm, C., Denison, E. & Gunnarsson, L. G. (2009). Predicting accidental falls in people with multiple sclerosis — a longitudinal study. *Clin Rehabil*, 23(3), 259-269. doi: 10.1177/0269215508095087
- Normann, B., Salvesen, R. & Christin Arntzen, E. (2016). Group-based individualized core stability and balance training in ambulant people with multiple sclerosis: a pilot feasibility test-retest study. *European Journal of Physiotherapy*, 18(3), 173-178. doi: 10.3109/21679169.2016.1170204

- Nourbakhsh, M. R. & Ottenbacher, K. J. (1994). The statistical analysis of single-subject data: a comparative examination. *Phys Ther*, 74(8), 768-776.
- O'Hoski, S., Winship, B., Herridge, L., Agha, T., Brooks, D., Beauchamp, M. K. & Sibley, K. M. (2014). Increasing the clinical utility of the BESTest, mini-BESTest, and brief-BESTest: normative values in Canadian adults who are healthy and aged 50 years or older. *Phys Ther*, 94(3), 334-342. doi: 10.2522/ptj.20130104
- Ontaneda, D., Thompson, A. J., Fox, R. J. & Cohen, J. A. (2016). Progressive multiple sclerosis: prospects for disease therapy, repair, and restoration of function. *Lancet*. doi: 10.1016/s0140-6736(16)31320-4
- Ottenbacher, K. J. (1986). *Evaluating clinical change : strategies for occupational and physical therapists*. Baltimore: Williams & Wilkins.
- 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
- Peters, D. M., Fritz, S. L. & Krotish, D. E. (2013). Assessing the reliability and validity of a shorter walk test compared with the 10-Meter Walk Test for measurements of gait speed in healthy, older adults. *J Geriatr Phys Ther*, 36(1), 24-30. doi: 10.1519/JPT.0b013e318248e20d
- Peterson, D. S. & Fling, B. W. (2018). How changes in brain activity and connectivity are associated with motor performance in people with MS. *Neuroimage Clin*, 17, 153-162. doi: 10.1016/j.nicl.2017.09.019
- Phan-Ba, R., Calay, P., Grodent, P., Delrue, G., Lommers, E., Delvaux, V., . . . Belachew, S. (2012). A corrected version of the Timed-25 Foot Walk Test with a dynamic start to capture the maximum ambulation speed in multiple sclerosis patients. *NeuroRehabilitation*, 30(4), 261-266. doi: 10.3233/nre-2012-0754
- Platta, M. E., Ensari, I., Motl, R. W. & Pilutti, L. A. (2016). Effect of Exercise Training on Fitness in Multiple Sclerosis: A Meta-Analysis. *Arch Phys Med Rehabil*, 97(9), 1564-1572. doi: 10.1016/j.apmr.2016.01.023
- Polit, D. F. & Beck, C. T. (2016). *Nursing Research: Generating and Assessing Evidence for Nursing Practice* (10. utg.). Philadelphia, Pa: Wolters Kluwer Health.
- Portney, L. G. & Watkins, M. P. (2009). *Foundations of Clinical Research Applications to Practice* (3. utg.). New Jersey: Pearson Education
- Potter, K., Anderberg, L., Anderson, D., Bauer, B., Beste, M., Navrat, S. & Kohia, M. (2017). Reliability, validity, and responsiveness of the Balance Evaluation Systems Test (BESTest) in individuals with multiple sclerosis. *Physiotherapy*. doi: 10.1016/j.physio.2017.06.001
- Potter, K., Cohen, E. T., Allen, D. D., Bennett, S. E., Brandfass, K. G., Widener, G. L. & Yorke, A. M. (2014). Outcome measures for individuals with multiple sclerosis: recommendations from

- the American Physical Therapy Association Neurology Section task force. *Phys Ther*, 94(5), 593-608. doi: 10.2522/ptj.20130149
- Ross, E., Purtill, H., Uszynski, M., Hayes, S., Casey, B., Browne, C. & Coote, S. (2016). Cohort Study Comparing the Berg Balance Scale and the Mini-BESTest in People Who Have Multiple Sclerosis and Are Ambulatory. *Phys Ther*, 96(9), 1448-1455. doi: 10.2522/ptj.20150416
- Rougier, P., Faucher, M., Cantalloube, S., Lamotte, D., Vinti, M. & Thoumie, P. (2007). How proprioceptive impairments affect quiet standing in patients with multiple sclerosis. *Somatosens Mot Res*, 24(1-2), 41-51. doi: 10.1080/08990220701318148
- Sandroff, B. M., Motl, R. W., Scudder, M. R. & DeLuca, J. (2016). Systematic, Evidence-Based Review of Exercise, Physical Activity, and Physical Fitness Effects on Cognition in Persons with Multiple Sclerosis. *Neuropsychol Rev*, 26(3), 271-294. doi: 10.1007/s11065-016-9324-2
- Shumway-Cook, A. & Woollacott, M. H. (2016). *Motor Control: Translating Research into Clinical Practice* (5. utg.). Philadelphia: Wolters Kluwer.
- 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. *Physiother Res Int*, 11(2), 104-116.
- Smith, J. D. (2012). Single-case experimental designs: a systematic review of published research and current standards. *Psychol Methods*, 17(4), 510-550. doi: 10.1037/a0029312
- Sosnoff, J. J., Shin, S. & Motl, R. W. (2010). Multiple sclerosis and postural control: the role of spasticity. *Arch Phys Med Rehabil*, 91(1), 93-99. doi: 10.1016/j.apmr.2009.09.013
- Streber, R., Peters, S. & Pfeifer, K. (2016). Systematic Review of Correlates and Determinants of Physical Activity in Persons With Multiple Sclerosis. *Arch Phys Med Rehabil*, 97(4), 633-645.e629. doi: <http://dx.doi.org/10.1016/j.apmr.2015.11.020>
- Tarakci, E., Yeldan, I., Huseyinsinoglu, B. E., Zenginler, Y. & Eraksoy, M. (2013). Group exercise training for balance, functional status, spasticity, fatigue and quality of life in multiple sclerosis: a randomized controlled trial. *Clin Rehabil*, 27(9), 813-822. doi: 10.1177/0269215513481047
- Tate, R. L., Perdices, M., Rosenkoetter, U., Wakim, D., Godbee, K., Togher, L. & McDonald, S. (2013). Revision of a method quality rating scale for single-case experimental designs and n-of-1 trials: The 15-item Risk of Bias in N-of-1 Trials (RoBiNT) Scale. *Neuropsychol Rehabil*, 23(5), 619-638. doi: 10.1080/09602011.2013.824383
- Thelen, E. & Smith, L. B. (1994). *A Dynamic systems approach to the development of cognition and action* (MIT Press/Bradford book series in cognitive psychology). Cambridge, Mass: MIT Press.
- Tomassini, V., Johansen-Berg, H., Leonardi, L., Paixao, L., Jbabdi, S., Palace, J., . . . Matthews, P. M. (2011). Preservation of motor skill learning in patients with multiple sclerosis. *Mult Scler*, 17(1), 103-115. doi: 10.1177/1352458510381257

- Tomassini, V., Matthews, P. M., Thompson, A. J., Fuglo, D., Geurts, J. J., Johansen-Berg, H., . . . Palace, J. (2012). Neuroplasticity and functional recovery in multiple sclerosis. *Nat Rev Neurol*, *8*(11), 635-646. doi: 10.1038/nrneurol.2012.179
- Tsang, C. S., Liao, L. R., Chung, R. C. & Pang, M. Y. (2013). Psychometric properties of the Mini-Balance Evaluation Systems Test (Mini-BESTest) in community-dwelling individuals with chronic stroke. *Phys Ther*, *93*(8), 1102-1115. doi: 10.2522/ptj.20120454
- Verheyden, G., Nieuwboer, A., Mertin, J., Preger, R., Kiekens, C. & De Weerd, W. (2004). The Trunk Impairment Scale: a new tool to measure motor impairment of the trunk after stroke. *Clin Rehabil*, *18*(3), 326-334. doi: 10.1191/0269215504cr733oa
- Verheyden, G., Nuyens, G., Nieuwboer, A., Van Asch, P., Ketelaer, P. & De Weerd, W. (2006). Reliability and validity of trunk assessment for people with multiple sclerosis. *Phys Ther*, *86*(1), 66-76.
- Wens, I., Dalgas, U., Vandenabeele, F., Grevendonk, L., Verboven, K., Hansen, D. & Eijnde, B. O. (2015). High Intensity Exercise in Multiple Sclerosis: Effects on Muscle Contractile Characteristics and Exercise Capacity, a Randomised Controlled Trial. *PLoS One*, *10*(9), e0133697. doi: 10.1371/journal.pone.0133697
- Willardson, J. M. (2014). *Developing the core*. Champaign: National Strength & Condition Association (U.S).
- Willson, J. D., Dougherty, C. P., Ireland, M. L. & Davis, I. M. (2005). Core stability and its relationship to lower extremity function and injury. *J Am Acad Orthop Surg*, *13*(5), 316-325.
- Winter, D. A. (1995). Human balance and posture control during standing and walking. *Gait Posture*, *3*(4), 193-214. doi: [https://doi.org/10.1016/0966-6362\(96\)82849-9](https://doi.org/10.1016/0966-6362(96)82849-9)
- Wolfson, L. (2001). Gait and balance dysfunction: a model of the interaction of age and disease. *Neuroscientist*, *7*(2), 178-183. doi: 10.1177/107385840100700212
- Wonneberger, M. & Schmidt, S. (2015). Changes of gait parameters following long-term aerobic endurance exercise in mildly disabled multiple sclerosis patients: an exploratory study. *Eur J Phys Rehabil Med*, *51*(6), 755-762.
- Wynia, K., Middel, B., van Dijk, J. P., De Keyser, J. H. & Reijneveld, S. A. (2008). The impact of disabilities on quality of life in people with multiple sclerosis. *Mult Scler*, *14*(7), 972-980. doi: 10.1177/1352458508091260
- Yildiz, M. (2012). The impact of slower walking speed on activities of daily living in patients with multiple sclerosis. *Int J Clin Pract*, *66*(11), 1088-1094. doi: 10.1111/ijcp.12003
- Yingyongyudha, A., Saengsirisuwan, V., Panichaporn, W. & Boonsinsukh, R. (2016). The Mini-Balance Evaluation Systems Test (Mini-BESTest) Demonstrates Higher Accuracy in Identifying Older Adult Participants With History of Falls Than Do the BESTest, Berg Balance Scale, or Timed Up and Go Test. *J Geriatr Phys Ther*, *39*(2), 64-70. doi: 10.1519/jpt.0000000000000050

- Yiou, E., Caderby, T., Delafontaine, A., Fourcade, P. & Honeine, J. L. (2017). Balance control during gait initiation: State-of-the-art and research perspectives. *World J Orthop*, 8(11), 815-828. doi: 10.5312/wjo.v8.i11.815
- Zajicek, J. P., Ingram, W. M., Vickery, J., Creanor, S., Wright, D. E. & Hobart, J. C. (2010). Patient-orientated longitudinal study of multiple sclerosis in south west England (The South West Impact of Multiple Sclerosis Project, SWIMS) 1: protocol and baseline characteristics of cohort. *BMC Neurol*, 10, 88. doi: 10.1186/1471-2377-10-88



# Vedlegg 1: Kurtzke Expanded Disability Status Scale (EDSS)

## Kurtzke Expanded Disability Status Scale (EDSS)

- 0.0 - Normal neurological exam (all grade 0 in all Functional System (FS) scores\*).
- 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 1 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 (others 0 or 1) or five grade 2 (others 0 or 1).
- 4.0 - Fully ambulatory without aid, self-sufficient, up and about some 12 hours a day despite relatively severe disability consisting of one FS grade 4 (others 0 or 1), or combination 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 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 grade 5 alone, others 0 or 1; or combinations of lesser grades usually exceeding specifications for step 4.0).
- 5.5 - Ambulatory without aid 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 combination 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 two 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 approximately 5 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+).
- 10.0 - Death due to MS.

---

\*Excludes cerebral function grade 1.

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 Systems 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.

Sources: Kurtzke JF. Rating neurologic impairment in multiple sclerosis: an expanded disability status scale (EDSS). *Neurology*. 1983 Nov;33(11):1444-52.

Haber A, LaRocca NG. eds. *Minimal Record of Disability for multiple sclerosis*. New York: National Multiple Sclerosis Society; 1985.

Hentet fra [http://www.camapcanada.ca/EDSS\\_form\\_MS.pdf](http://www.camapcanada.ca/EDSS_form_MS.pdf)

## Vedlegg 2: Godkjenning fra REK



---

<b>Region:</b>	<b>Saksbehandler:</b>	<b>Telefon:</b>	<b>Vår dato:</b>	<b>Vår referanse:</b>
REK nord	Veronica Sørensen	77620758	03.07.2017	2017/1094/REK nord
			<b>Deres dato:</b>	<b>Deres referanse:</b>
			23.06.2017	

Vår referanse må oppgis ved alle henvendelser

Lone Jørgensen Breivika

### 2017/1094 Kjernestabilitetstrening i stående for personer med moderat Multippel Sklerose.

**Forskningsansvarlig:** UiT - Norges arktiske universitet **Prosjektleder:** Lone Jørgensen

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

### Prosjektleders prosjekttale

*Nedsatt balanse hos personer med Multippel Sklerose er en av hovedårsakene til fall hos denne gruppen. Nedsatt balanse fører også til redusert tiltro til seg selv, nedsatt aktivitetsnivå og redusert deltakelse i samfunnet. For å trene opp balansen hos personer med MS er det ønskelig å se hvordan oppgavespesifikk trening i stående med fokus på kjernemuskulatur kan påvirke. Tidligere studier viser positiv effekt av styrking av kjernemuskulatur, men ingen studier har sett på effekten av stående trening ifht balanse. Studien er en Single Subjekt experimental design der 2 deltakere blir testet flere ganger før, under og etter*

*r intervensjonen. Målsetningen er å se i hvilken grad stående trening av kjernestabilitet kan bedre balansen hos deltakerene. Studien blir lagt opp individuelt for de to deltakerne for å styrke svak muskulatur hos hver deltaker og med fokus på optimal alignment i øvelsene.*

### Vurdering

Vi viser til skjema for tilbakemelding av 23.06 vedlagt spørreskjema og revidert samtykkeskriv.

REK anser at samtykkeskrivet er revidert i tråd med de merknader komiteen gav og har ingen innvendinger til spørreskjema.

Etter fullmakt er det fattet slikt

### Vedtak

Med hjemmel i helseforskningsloven §§ 2 og 10 godkjennes prosjektet.



## Vedlegg 3: Informert samtykke



### Forespørsel om deltakelse i forskningsprosjektet

#### **I hvilken grad kan trening av kjernestabilitet i stående påvirke dynamisk og statisk balanse hos personer med moderat Multippel Sklerose**

Dette er et spørsmål til deg om å delta i en forskningsprosjekt for å undersøke hvordan trening av kjernestabilitet kan bedre balansen til personer med moderat Multippel Sklerose. Studien er et forskningsprosjekt i forbindelse med en mastergrad ved Universitetet i Tromsø og er et samarbeid mellom Universitetet i Tromsø, Træn AS og Sykehuset Namsos. Prosjektet ledes fra Universitetet i Tromsø.

### **Hva innebærer PROSJEKTET?**

Prosjektet går ut på å undersøke hvordan balansen til kan endres ved målrettet trening. Først vil det bli gjennomført 6 timer med undersøkelse av balanse fordelt på 6 dager i løpet av 2 uker. Deretter gjennomføres en undersøkelse av fysioterapeut og en treningsperiode på 5 uker med 3 treninger i uken, samt en undersøkelse per uke. Etter treningen er ferdig gjennomføres 3undersøkelser fordelt på 3 dager og det samme skjer en måned etter treningen er ferdig. Hver undersøkelse varer i underkant av en time og hver treningsøkt varer i omtrent 1 time. Treningen vil bli tilrettelagt for den enkelte. Hver test og treningsøkt gjennomføres sammen med fysioterapeut. Underveis vil det også bli levert ut skjema for egenvurdering av balansen. Det vil være forskjellig fysioterapeut som gjennomfører behandling og testing. Testing vil bli gjennomført av privatpraktiserende fysioterapeut på Træn AS. Intervensjoner gjennomføres på Sykehuset Namsos

I prosjektet vil vi innhente og registrere opplysninger om deg. Testene vil se på forskjellige former for balanse, samt at det gjennomføres en klinisk undersøkelse for å se hvor det er aktuelt å sette inn tiltak. Balanse testes i sittende, stående og gående stilling. I tillegg deles det ut et spørreskjema under treningen for å se på hvordan deltaker og behandler opplever endring av balanse. Det føres journal for

hver undersøkelsesdag og intervensjonstime, som brukes til analyse etter intervensjonen. Informasjon om behandlingsform og tester deles med prosjektleder.

## **Mulige fordeler og ulemper**

Spesifikk trening av kjernemuskulatur kan redusere balanseproblemer og styrke muskulatur. Fysisk aktivitet flere ganger i uken vil også kunne bidra til generell fysisk funksjonsbedring.

Behandlingen kan oppleves som krevende for deg, men vil tilpasses deg spesielt og ta hensyn til dagsform.

## **Frivillig deltakelse og mulighet for å trekke sitt samtykke**

Det er frivillig å delta i prosjektet. Dersom du ønsker å delta, undertegner du samtykkeerklæringen på siste side. Du kan når som helst og uten å oppgi noen grunn trekke ditt samtykke. Dette vil ikke få konsekvenser for din videre behandling. Dersom du trekker deg fra prosjektet, kan du kreve å få slettet innsamlede prøver og opplysninger, med mindre opplysningene allerede er inngått i analyser eller brukt i vitenskapelige publikasjoner. Dersom du senere ønsker å trekke deg eller har spørsmål til prosjektet, kan du kontakte Trond Jørstad Larssen på telefon 48036855 eller e-post [trond\\_larssen@hotmail.com](mailto:trond_larssen@hotmail.com)

## **Hva skjer med informasjonen om deg?**

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

Alle opplysningene vil bli behandlet uten navn og fødselsnummer eller andre direkte gjenkjenning opplysninger. En kode knytter deg til dine opplysninger gjennom en navneliste. Fysioterapeut Trond Jørstad Larssen vil ha tilgang på data fra både undersøkelse og intervensjon. Informasjon om test og intervensjon blir ikke utvekslet under studien. Alle behandlere har taushetsplikt. Data oppbevares på ekstern harddisk, eller i papirformat låst inn i skuff på kontoret til Trond Jørstad Larssen ved Træn AS. Bakgrunnsinformasjon oppbevares separat fra testresultater innlåst i brannsafe.

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

## **Forsikring**

Ved undersøkelse og behandling vil deltakere være forsikret i henhold til Pasientskadeloven.

## **Økonomi**

Deltakelse i prosjektet dekkes i henhold til egenandelstak 1 ved intervensjonen. Undersøkelse vil ikke medføre kostnader for deltakerne. Deltakere i prosjektet får dekket transport til og fra undersøkelse og behandling i henhold til pasientreisens retningslinjer.

## **Godkjenning**

Prosjektet er godkjent av Regional komite for medisinsk og helsefaglig forskningsetikk, saksnummer 2017/1094.

## Samtykke til deltakelse i PROSJEKTET

Jeg er villig til å delta i prosjektet

---

Sted og dato

Deltakers signatur

---

Deltakers navn med trykte bokstaver



## **Vedlegg 4: Informasjonsskriv til deltakere**

### MS-studie

I løpet av høsten og vinteren 2017 foregår det en studie som ser på effekten av trening av kjernemuskulatur i stående opp mot balanse hos personer med Multipel Sklerose. Dette er et ledd i en masteroppgave innen klinisk nevrologisk fysioterapi. Studien varer over 8 uker og en ukes oppfølging 4 uker etter de 8 ukene. Først vil det gjennomføres balansetester for å se hvordan balansen er før treningen. Deretter vil det være trening 3 ganger i uken og test 1 gang i uken i 5 uker.

Deretter 3 dager med testing i en uke før det blir 3 dager med testing en mnd etterpå. Behandlingen vil være dekt i henhold til egenandelstak 1 ved behandling på sykehuset.

### Hvorfor delta?

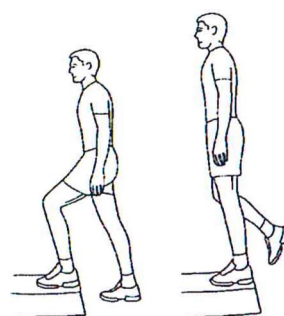
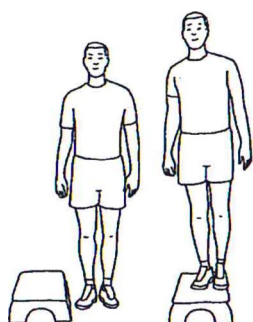
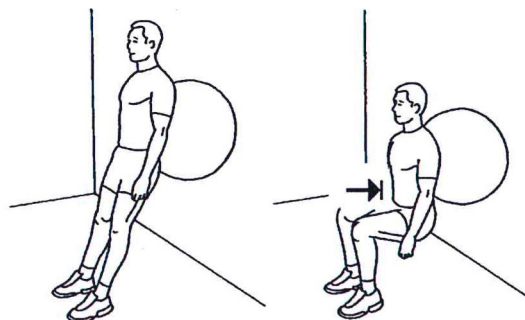
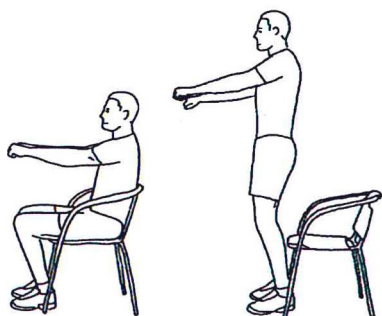
Målet er å se hvilken trening som passer best for personer med MS og dermed gi veiledning for fysioterapibehandling. Treningen tilpasses den enkelte og gjennomføres på sykehuset i Namsos. Studien passer for deg med moderate plager i forbindelse med MS.

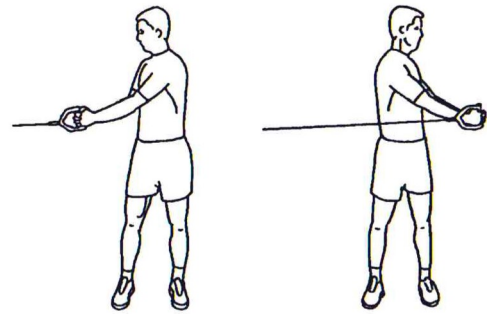
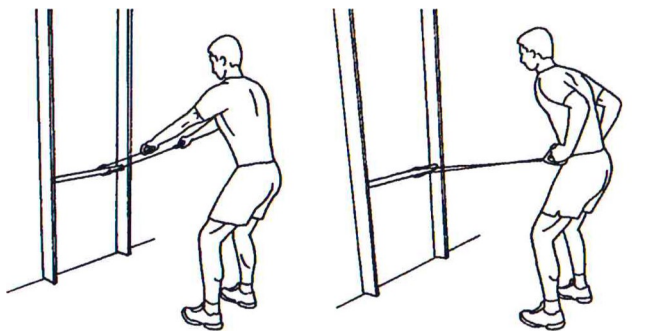
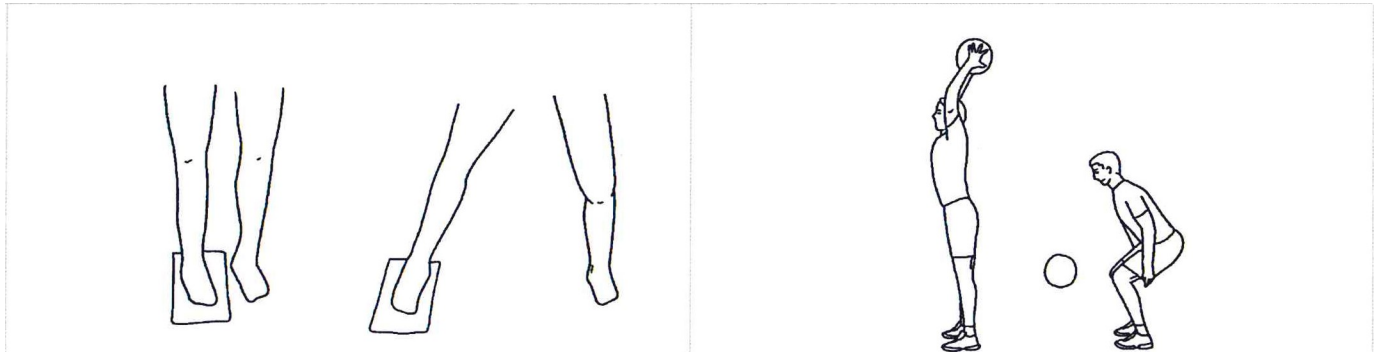
Du må kunne gå selv med en EDSS score mellom 3,5 og 6,5 (MS-sykepleierne vet hvilken score du har).

Studien er et samarbeid mellom Universitetet i Tromsø, Sykehuset Namsos og Træn AS.

Interessant eller ønsker du mer informasjon? Ring Trond Jørstad Larssen på tlf [48036855](tel:48036855), eller ta kontakt på mailadressen [trond\\_larssen@hotmail.com](mailto:trond_larssen@hotmail.com)

## Vedlegg 5: Eksempler på øvelser





# Vedlegg 6: Trunk Impairment Scale – Modified Norwegian version (TIS-modNV)

## APPENDIX

### TRUNK IMPAIRMENT SCALE – Modified Norwegian version (TIS-modNV)

**Forutsetning: pasienten kan opprettholde utgangsstillingen i 10 sek.**

**Utgangsstillingen for hver deltest er den samme:** Pasienten sitter på kanten av en seng eller behandlingsbenk uten rygg- og armstøtte. Lårene har full kontakt med sengen eller benken, føttene har hoftebreddes avstand og er plassert flatt på gulvet. Pasient er barfot. Knevinkelen er 90°. Armene hviler på beina. Dersom det er hypertonus til stede, regnes posisjonen i affisert arm som en del av utgangsstillingen. Hodet og trunkus er i midtlinjeposisjon.

1.	Utgangsstilling. <i>Pasienten instrueres i å berøre sengen eller benken med <b>den mest affiserte albue</b> (ved å forkorte den mest affiserte siden og forlenge den minst affiserte siden) og returnere til utgangsstillingen.</i> <b>INSTRUKSJON: Kan du berøre sengen/benken med ...albue?</b>	
	Pasienten faller, trenger støtte fra en arm eller albuen berører ikke sengen eller benken	0
	Pasienten beveger aktivt uten hjelp, albuen berører seng eller benk, men uten passende trunkal forkorting/forlengning	1
	Pasienten viser passende forkorting/forlengning, men med kompensasjon	2
	Pasienten beveger uten kompensasjon (Mulige kompensasjoner er: (1) bruk av arm, (2) kontralateral hofteabduksjon, (3) hoftefleksjon (dersom albuen berører seng eller benk lenger distalt enn proksimale halvdel av femur), (4) knefleksjon, (5) føttene glir)	3
2.	Utgangsstilling. <i>Pasienten instrueres i å berøre sengen eller benken med <b>den minst affiserte albue</b> (ved å forkorte den mest affiserte siden og forlenge den minst affiserte siden) og returnere til utgangsstillingen.</i> <b>INSTRUKSJON: Kan du gjøre det samme igjen, men til motsatt side?</b>	
	Pasienten faller, trenger støtte fra en arm eller albuen berører ikke sengen eller benken	0
	Pasienten beveger aktivt uten hjelp, albuen berører seng eller benk, men uten passende trunkal forkorting/forlengning	1
	Pasienten viser passende forkorting/forlengning, men med kompensasjon	2
	Pasienten beveger uten kompensasjon (Mulige kompensasjoner er: (1) bruk av arm, (2) kontralateral hofteabduksjon, (3) hoftefleksjon (dersom albuen berører seng eller benk lenger distalt enn proksimale halvdel av femur), (4) knefleksjon, (5) føttene glir)	3
3.	Utgangsstilling. <i>Pasienten instrueres i å løfte <b>mest affisert bekkenhalvdel</b> fra sengen eller benken (ved å forkorte mest affisert side og forlenge minst affisert side) og returnere til utgangsstilling</i> <b>INSTRUKSJON: Kan du løfte... hofte/bekkenhalvdel?</b>	
	Pasienten viser ingen eller omvendt trunkal forkorting/forlengning	0
	Pasienten viser passende trunkal forkorting/forlengning, men med kompensasjon	1
	Pasienten viser passende forkorting/forlengning og beveger seg uten kompensasjon (Mulige kompensasjoner er: (1) bruk av armer, (2) skyver fra med ipsilateral fot (hælen mister kontakt med gulvet))	2
4.	Utgangsstilling. <i>Pasienten instrueres i å løfte <b>minst affisert bekkenhalvdel</b> fra sengen eller benken (ved å forkorte mest affisert side og forlenge minst affisert side) og returnere til utgangsstilling</i> <b>INSTRUKSJON: Kan du gjøre det samme på andre siden?</b>	
	Pasienten viser ingen eller omvendt trunkal forkorting/forlengning	0
	Pasienten viser passende forkorting/forlengning, men med kompensasjon	1
	Pasienten viser passende forkorting/forlengning og beveger seg uten kompensasjon (Mulige kompensasjoner er: (1) bruk av armer, (2) skyver fra med ipsilateral fot (hælen mister kontakt med gulvet))	2
5.	Utgangsstilling. <i>Pasienten instrueres i å <b>rottere øvre del av trunkus 6 ganger</b> (hver skulder skal bevegges fremover 3 ganger), <b>mest affisert side bevegges først, hodet bør holdes i ro i utgangsstillingen.</b></i> <b>INSTRUKSJON: Roter vekselvis øvre del av kroppen 3 ganger. Hold hodet i ro. Start med å bevege...side frem.</b>	
	Mest affisert side bevegges ikke 3 ganger	0
	Rotasjon er asymmetrisk	1
	Rotasjon er symmetrisk	2
	Rotasjon er symmetrisk, og oppgaven tar mindre enn 6 sekunder	3
6.	Utgangsstilling. <i>Pasienten instrueres i å <b>rottere nedre del av trunkus 6 ganger</b> (hvert kne skal bevegges fremover 3 ganger), <b>mest affisert side bevegges først, øvre del av trunkus bør holdes i ro i utgangsstillingen. Dersom pasienten spontant setter seg lenger ut på kanten av sengen eller benken, tillates dette.</b></i> <b>INSTRUKSJON: Skyv vekselvis høyre og venstre kne frem 3 ganger. Hold overkroppen i ro. Start med ...side.</b>	
	Mest affisert side bevegges ikke 3 ganger	0
	Rotasjon er asymmetrisk	1
	Rotasjon er symmetrisk	2
	Rotasjon er symmetrisk, og oppgaven tar mindre enn 6 sekunder	3
	TIS-modNV total	/16

# Vedlegg 7: 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 Botolfson, 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. SITTENDE 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 instabilitet 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: \_\_\_\_\_

**Høyre:** Tid i sek. Forsøk 1: \_\_\_\_\_ Forsøk 2: \_\_\_\_\_

(2) Normal: 20 sek.

(2) Normal: 20 sek.

(1) Moderat: < 20 sek.

(1) Moderat: < 20 sek.

(0) Alvorlig: Kan ikke.

(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 HORIZONTALA 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 hodebevegelsene 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 ( $\leq 3$  skritt) og med god balanse.

(1) Moderat: Snur og har føttene samlet, SAKTE ( $\geq 4$  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. Korleksjon 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. Korleksjon 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. Korleksjon 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.

Hentet fra: [http://www.bestest.us/files/5414/5651/1621/Mini-BESTest\\_Norwegian\\_version.pdf](http://www.bestest.us/files/5414/5651/1621/Mini-BESTest_Norwegian_version.pdf)



## Vedlegg 8: Timed 25-foot walk



### INSTRUCTIONS FOR TESTING TIMED 25-FOOT WALK

#### DESCRIPTION

The Timed 25-Foot Walk is a quantitative measure of lower extremity function. It is the first component of the MSFC administered at each visit. The patient is directed to one end of a clearly marked 25-foot course and is instructed to walk 25 feet as quickly as possible, but safely. The task is immediately administered again by having the patient walk back the same distance. Patients may use assistive devices when doing this task. In clinical trials, it is recommended that the treating neurologist select the appropriate assistive device for each patient.

#### MATERIALS NEEDED

Stopwatch, clipboard, Timed 25-Foot Walk Record Form, marked 25-foot distance in an unobstructed hallway, assistive device (if needed)

#### TIME LIMIT PER TRIAL

3 minutes (180 seconds) per trial.

#### DISCONTINUE RULES

1. If the patient cannot complete Trial 2 of the Timed Walk after a 5-minute rest period.
2. If the patient cannot complete a trial in 3 minutes.

#### ADMINISTRATION

Administration of the Timed 25-Foot Walk is demonstrated on the Training CD-ROM.

#### Trial 1

Make sure that the stopwatch is set to 0:00. For the Timed 25-Foot Walk, the subject should be directed to one end of a clearly marked 25-foot course (clearly defined on the floor or on the wall) and instructed to stand just behind the starting line. Point out where the 25-foot course ends, then instruct the patient as follows: *“I’d like you to walk 25*

*feet as quickly as possible, but safely. Do not slow down until after you've passed the finish line. Ready? Go."*

Begin timing when the lead foot is lifted and crosses the starting line. The examiner should walk along with the patient as he/she completes the task. Stop timing when the lead foot crosses the finish line. The examiner should then record the subject's walk time to within 0.1 second, rounding as needed. Round up to the next tenth if hundredth's place is  $\geq .05$ , round down if hundredth's place is  $< .05$  (e.g., 32.45" would round to 32.5" but 32.44" would round to 32.4"). Once the time is recorded, be sure to reset the stopwatch.

### **Trial 2**

After completing the first timed walk, position the patient just behind the line where s/he is now standing, repeat the same instructions, and have the patient complete the walk again.

### **Assistive Devices**

In clinical trials and other serial studies, the goal is to use the same assistive device at each study visit. The treating neurologist should select an assistive device at the beginning of the study for each patient who needs one, keeping in mind that the patient may deteriorate modestly over the course of a trial. In general, patients should use their customary assistive device(s), NOT the least assistance possible to complete the test. For patients with significant gait impairment, the treating neurologist should have the patient use a rolling walker even if this is not the patient's customary device. In general, non-wheeled walkers should *not* be used. If a patient does use an assistive device, this should be noted on the Record Form.

### **Completing the Record Form**

Record any circumstances that you believe may have affected the patient's performance. These are factors that may have affected the trial but were not severe enough to necessitate repetition of the trial. Examples include, but are not limited to, the following:

- The patient had a cold or reports not feeling well.
- The patient tripped but did not fall.

If a situation arises that necessitates the repetition of a trial, indicate the reason a trial had to be repeated on the Record Form. Examples of reasons to repeat a trial include, but are not limited to, the following:

- The patient fell during the walk.
- Examiner forgot to start or stop stopwatch.
- Examiner forgot to reset stopwatch in between trials.
- The patient stopped to talk to someone while walking, or another person/thing somehow interfered with walk.

Record only the times for the two **successfully completed** trials of the Timed 25-Foot Walk. If the patient could not complete one or both of the trials of the Timed 25-Foot Walk, record this in the appropriate section of the Record Form. For example, if the patient's disease has progressed and/or physical limitations prohibit him or her from completing the trial, you should indicate "Unable to complete trial due to physical limitations", and record any specifics that you can observe (i.e., patient in a wheelchair now and unable to walk, etc.). If the patient did not complete a trial for any other reason, specify this as well (e.g., patient fell and was too fatigued to complete another trial; patient refused to complete trial).

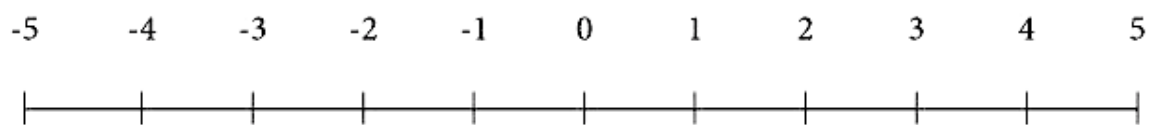
Hentet fra:

[http://www.nationalmssociety.org/NationalMSSociety/media/MSNationalFiles/Brochures/10-2-3-31-MSFC\\_Manual\\_and\\_Forms.pdf](http://www.nationalmssociety.org/NationalMSSociety/media/MSNationalFiles/Brochures/10-2-3-31-MSFC_Manual_and_Forms.pdf)

## Vedlegg 9: Patient Global Rating of Change

Global Rating of Change er laget etter inspirasjon fra Kamper et al. (2009):

I hvilken grad opplever du at balansen har endret seg siden oppstart av intervensjon?



Mye verre

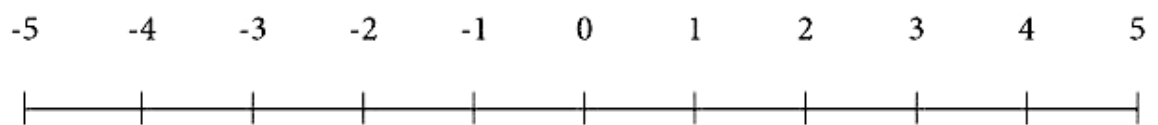
Ingen endring

Mye bedre

## Vedlegg 10: Clinical Global Rating of Change

Global Rating of Change er laget etter inspirasjon fra Kamper et al. (2009):

I hvilken grad opplever du at balansen til deltakeren har endret seg siden oppstart av intervensjon?



Mye verre

Ingen endring

Mye bedre