



UiT Norges arktiske universitet

Det helsevitenskapelige fakultet

**PÅVIRKER PERTURBASJONSBASERT BALANSETRENING BALANSE OG GANGE HOS
PERSONER MED PARKINSON SYKDOM?**

Daniel Fritzvold

Masteroppgave i nevrologisk fysioterapi, HEL-3966, mai 2022

FORORD

Etter tre år med deltidsutdanning er det veldig godt å være ferdig, men samtidig litt vemodig. Arbeidet som er lagt ned det siste året med mastergradsprosjektet har vært til stor læring og utvikling for meg som person, fysioterapeut og akademiker. Det har gjennom de siste tre årene vært utrolig spennende å dypdykke inn i nevrologiens verden, og lære mer om hjernen og nervesystemets funksjon og så å avslutte utdanningen med et forskningsprosjekt innenfor Parkinson sykdom.

Det er flere som fortjener en takk for sine bidrag til denne masteroppgaven, og jeg vil først og fremst rette en stor takk til de to personene som stilte opp og ble med i prosjektet. Uten dere ville ikke dette prosjektet blitt gjennomført, og deres innsats, vilje og engasjement for forskning på Parkinson sykdom, og dette prosjektet er til stor beundring. Tusen takk til kollega Adrian Johansen for inspirasjon til mastergradsprosjekt, og for utmerket arbeid med gjennomføringen av behandlingen i prosjektet.

Jeg vil rette en stor takk til veileder Ole Andreas Nilsen og lærer Gyrd Thrane for den faglige veiledningen, og innspill i planleggingen og utførelsen av mastergradsarbeidet. Jeg vil videre trekke frem mine fine kollegaer ved Oppsalklinikken for både den individuelle og samlede motiveringen og støtten jeg har fått under prosjektet og utdanningsforløpet. En stor takk til dere.

Videre vil jeg takke min kjæreste og samboer, min bror, mine foreldre og øvrig familie og venner for god tålmodighet og støtte gjennom arbeidet med mastergradsoppgaven.

En takk rettes og til Fysiofondet for midler til utdanningen.

Daniel Fritzvold

Oslo, mai 2022

Abstrakt

Hensikt: Parkinson sykdom (PS) er en begrensende nevrologisk sykdom på kroppsfunksjoner og livskvalitet. Personer med Parkinson sykdom (PmP) kan i flere tilfeller oppleve nedsatt balanse og gangfunksjon, og redusert tro på egne ferdigheter. Nedsatt gangfunksjon, balanse og tro på egen balanse kan føre til fall eller økt inaktivitet. Og dette kan føre til mer inaktivitet hos PmP enn hos jevnaldrende friske personer. Oppgavespesifikk trening og fysioterapi er sterkt anbefalt for å vedlikeholde kroppens funksjoner. Denne studien har testet påvirkningen av perturbasjonsbasert balansetrening på balanse og gangfunksjon hos PmP. Gangfunksjon blir i studien målt gjennom gangdistanse, ganghastighet og steglengde. **Metode:** Studien er gjennomført som en single-subject experimental design (SSED) med to deltakere inkludert. Studien ble gjennomført over en åtte-ukersperiode og med A-B-A, hvor første A var baselinetesting på to uker før fire uker med intervensjon (B) og en siste testperiode (A) på to uker etter intervensjonen. Deltakerne gjennomførte åtte treningsøkter med forskjellige balanseoppgaver i intervensjonsperioden. Deltakerne ble testet med følgende måleverktøy og i denne rekkefølgen: ABC spørreskjema for egenopplevd balanse, mini-BEST, TUG, 10 Meter gangtest og 6 minutters gangtest. Det ble gjennomført i alt 12 testpunkter i løpet av en åtte-ukersperiode. Treningen i intervensjonsperioden er basert på et ferdigutviklet program bestående av 12 økter med ti oppgaver per økt. Hver oppgave ble gjennomført med seks perturbasjoner. **Resultater:** Begge deltakerne i studiet har vist bedring av balanse målt med mini-BEST test. Kun deltaker B har bedret ABC score og selvopplevd balanse, mens deltaker A har en dårligere ABC score og dårligere selvopplevd balanse. Ingen av deltakerne hadde noen endring i gangdistanse eller steglengde av vesentlig betydning. Deltaker A har bedret tid på TUG, mens deltaker B har ingen endring i TUG. Deltaker B har bedret maksimal ganghastighet, men hverken deltaker A eller deltaker B har endret ganghastighet eller steglengde i selvvalgt normal ganghastighet. **Konklusjon:** Perturbasjonsbasert balansetrening kan ha positiv påvirkning på balanse, og på gangfunksjoner som ganghastighet og steglengde for PmP.

Nøkkelord: *Perturbasjonsbasert balansetrening, Parkinson sykdom, balansetrening*

Abstract

Objectives: Parkinson's disease (PD) is a limiting neurologic disease on movement, functions, and quality of life. A person with Parkinson's disease (PwP) may suffer from severe loss of balance and gait impairments, and reduced confidence because of these. Impaired balance and gait might result in falls or fear of fall or increased inactivity. PwP are often more inactive than healthy peers. Task oriented exercises and physiotherapy are highly recommended to maintain and improve functions. This study assesses the influence of perturbation-based balance training on both balance and gait in PwP. Gait in this study will mainly focus on walking distance, walking speed and step length. **Method:** This study was conducted as a single-subject experimental design (SSED) with two participants. The study was performed during an 8-week period in the design of A-B-A, with A being baseline and testing periods and B the intervention period. The intervention period lasted for four weeks and both the baseline and post-intervention period lasted two weeks. A total of 12 measuring points was done in the timespan of the study. The participants underwent eight training sessions in the intervention period. The measurement tools used was in following order: ABC score of self confidence in balance, mini-BEST test, TUG, 10-meter walk test and 6-minute walk test. The intervention was based upon a developed program with 12 sessions consisting of 10 different tasks with 6 perturbations each task. **Results:** Both participants had an increase in score of the Mini-BEST. Participant B had an increase in self confidence in the ABC score, but participant A had a decrease in ABC score and therefore a reduced confidence in balance. Neither participant A nor participant B showed increased walking distance. Participant B showed increased walking speed in maximal walking speed. Participant A had a quicker performance of TUG, but participant B did not. **Conclusion:** Perturbation-based balance training may be beneficial for balance and gait in PwP.

Key words: *Perturbation-based balance training, Parkinson disease, balance training, gait training*

INNHOLDSFORTEGNELSE

1 INNLEDNING	10
1.1 PARKINSON SYKDOM.....	10
1.2 STRUKTUR I OPPGAVE	12
2 TEORETISKE PERSPEKTIVER	12
2.1 BASALGANGLIENES FUNKSJON.....	12
2.1.1 Parkinsonisme og PS.....	14
2.1.2 Medisinsk behandling av Parkinson sykdom.....	15
2.2 KONTROLLMEKANISMER.....	16
2.3 PARKINSON SYKDOM OG BALANSEUTFORDRINGER	18
2.4 PARKINSON SYKDOM OG UTFORDRINGER MED GANGFUNKSJON.....	22
2.5 NEUROPLASTISITET OG RELÆRING	24
2.6 FYSIOTERAPITILTAK OG STRATEGIER VED BEHANDLING AV PARKINSON SYKDOM	25
2.7 PERTURBASJONSBASERT BALANSETRENING.....	27
3 PROBLEMSTILLING OG HYPOTESE	28
4 METODE	28
4.1 VITENSKAPSTEORETISK STÅSTED.....	28
4.2 DESIGN	29
4.3 UTVALG	29
4.3.1 Deltaker A.....	30
4.3.2 Deltaker B.....	30
4.4 MÅLING.....	31
4.4.1 Fysiske tester med måling på balanse	32
4.4.2 Fysiske tester med måling på gangfunksjon.....	33
4.4.3 Tester med måling på egenopplevd balanse.....	34
4.5 INTERVENSJON	35
4.5.1 Intervensjon Deltaker A.....	36
4.5.1 Intervensjon Deltaker B.....	36
4.6 STATISTIKK OG DATAANALYSE	36
4.7 ETISKE BETRAKTNINGER	36
5 RESULTATER	37
5.1 BALANSE: MINI-BEST TEST	38
5.2 BALANSE OG HASTIGHET: TIMED UP AND GO OG 10 METER GANGTEST.....	40
5.3 GANGDISTANSE: 6 MINUTTERS GANGTEST	47
5.4 EGENOPPLEVD BALANSE: ACTIVITY-SPECIFIC BALANCE CONFIDENCE SCALE	48
6 DISKUSJON	49

6.1 OPPSUMMERING AV RESULTATER.....	49
6.2 SAMMENLIGNING AV FUNN MOT ANDRE STUDIER	49
6.3 FORKLARING AV RESULTATENE	51
6.3.1 Balanse	51
6.3.2 Gangdistanse	54
6.3.3 Hastighet.....	56
6.3.4 Egenopplevelse av balanse.....	59
6.3.5 Mekanismer	60
6.4 STYRKER OG BEGRENSNINGER	61
6.4.1 Single-subject experimental design som design	61
6.4.2 Utvalg	62
6.4.3 Intervensjon	62
6.4.4 Målinger	62
6.4.5 Studiets validitet og reliabilitet.....	63
6.5 IMPLIKASJONER FOR PRAKSIS OG ANBEFALINGER FOR VIDERE FORSKNING	64
7 KONKLUSJON.....	65
REFERANSER.....	66
APPENDIKS.....	73

FIGURLISTE

FIGUR 1: VISUELL FREMSTILLING AV DATAMÅLINGER KNYTTET TIL MINI-BEST SCORING FOR DELTAKER A.	38
FIGUR 2: VISUELL FREMSTILLING AV DATAMÅLINGER KNYTTET TIL MINI-BEST SCORING FOR DELTAKER B.....	39
FIGUR 3: VISUELL FREMSTILLING AV DATAMÅLINGER KNYTTET TIL TIMED-UP-AND-GO SCORING FOR DELTAKER A.	40
FIGUR 4: VISUELL FREMSTILLING AV DATAMÅLINGER KNYTTET TIL TIMED-UP-AND-GO SCORING FOR DELTAKER B.	40
FIGUR 5: VISUELL FREMSTILLING AV DATAMÅLINGER KNYTTET TIL SELVVALGT GANGHASTIGHET UNDER 10 METER GANGTEST FOR DELTAKER A.	41
FIGUR 6: VISUELL FREMSTILLING AV DATAMÅLINGER KNYTTET TIL SELVVALGT GANGHASTIGHET UNDER 10 METER GANGTEST FOR DELTAKER B.....	42
FIGUR 7: VISUELL FREMSTILLING AV DATAMÅLINGER KNYTTET TIL GJENNOMSNIITTLIG STEGLENGDE I SELVVALGT GANGTEMPO UNDER 10 METER GANGTEST FOR DELTAKER A.....	43
FIGUR 8: VISUELL FREMSTILLING AV DATAMÅLINGER KNYTTET TIL GJENNOMSNIITTLIG STEGLENGDE I SELVVALGT GANGTEMPO UNDER 10 METER GANGTEST FOR DELTAKER B.	43
FIGUR 9: VISUELL FREMSTILLING AV DATAMÅLINGER KNYTTET TIL HASTIGHET I MAKSIMALT GANGTEMPO UNDER 10 METER GANGTEST FOR DELTAKER A.	44
FIGUR 10: VISUELL FREMSTILLING AV DATAMÅLINGER KNYTTET TIL HASTIGHET I MAKSIMALT GANGTEMPO UNDER 10 METER GANGTEST FOR DELTAKER B.....	44
FIGUR 11: VISUELL FREMSTILLING AV DATAMÅLINGER KNYTTET TIL GJENNOMSNIITTLIG STEGLENGDE PER STEG I MAKSIMALT GANGTEMPO UNDER 10 METER GANGTEST FOR DELTAKER A.....	45
FIGUR 12: VISUELL FREMSTILLING AV DATAMÅLINGER KNYTTET TIL GJENNOMSNIITTLIG STEGLENGDE PER STEG I MAKSIMALT GANGTEMPO UNDER 10 METER GANGTEST FOR DELTAKER B.....	46
FIGUR 13: VISUELL FREMSTILLING AV MÅLINGER KNYTTET TIL GANGDISTANSE I 6 MINUTTERS GANGTEST FOR DELTAKER A.....	47
FIGUR 14: VISUELL FREMSTILLING AV MÅLINGER KNYTTET TIL GANGDISTANSE I 6 MINUTTERS GANGTEST FOR DELTAKER B.....	47
FIGUR 15: VISUELL FREMSTILLING AV MÅLINGER PÅ ACTIVITY-SPECIFIC BALANCE CONFIDENCE SCALE FOR DELTAKER A.....	48
FIGUR 16: VISUELL FREMSTILLING AV MÅLINGER PÅ ACTIVITY-SPECIFIC BALANCE CONFIDENCE SCALE FOR DELTAKER B.....	48

FORKORTELSER

ABC	Activity-specific balance confidence scale
DT	Dual task
MDC	Minimal detectable change / minstekrav til endring
PBT	Perturbasjonsbasert balansetrening
PmP	Person(er) med Parkinson sykdom
PS	Parkinson sykdom
SD	Engelsk forkortelse for standard deviation / standardavvik på norsk
SSED	Single-subject experimental design
TUG	Timed up and go test
6MGT	6 minutters gangtest
10MGT	10 meter gangtest

DEFINISJONER

BEGREP	DEFINISJON
Balanse	Produkt av samhandling mellom motoriske, sensoriske og kognitive systemer. Omfatter evnen til å finne og holde kroppens tyngdepunkt stabilt innenfor understøttelsesflaten (Bassøe Gjelsvik, 2016, s. 91-92).
Nevroplastisitet	Hjernen og sentralnervesystemets evne til å tilpasse, omorganisere og rebygge seg selv og bevegelser (Kleim & Jones, 2008). Ordet re-læring brukes og synonymt for det samme i denne oppgaven for å skape en bedre setningsflyt.
Oppreisthet	Forholdet mellom ulike segmenter av kroppen til hverandre og posisjonen til kroppen i relasjon til tyngdekraften og understøttelsesflate (Shumway-Cook, 2017, s. 229)
Postural kontroll	Den evnen til å kunne stabilisere og plassere kroppsdeler i relasjon til hverandre og miljøet rundt for å oppnå de nødvendige bevegelsene knyttet til en oppgave (Shumway-Cook, 2017, s. 310). Brukes synonymt til balanse og likevekt av kroppen (Shumway-Cook, 2017, s. 154).
Postural refleks	Nervesystemets evne til å identifisere en ytre påvirkning og aktivere stabiliserende muskelaktiveringer for å motvirke kraften forstyrrelsen påfører (Kim, Allen, Canning & Fung, 2013).
Reaktiv kontroll	Den evnen til å bruke kroppen for å gjenvinne kontrollen og balansen fra en ytre forstyrrelse (Shumway-Cook, 2017, s. 235).

1 Innledning

1.1 Parkinson sykdom

Parkinson sykdom (PS) er etter Alzheimers den mest vanlige nevrodegenerative sykdommen (Keus et al., 2014) og i Norge anslås det at rundt 7000-8000 personer lever med sykdommen (Dietrichs & Toft, 2019). Sykdommen fører i de aller fleste tilfellene til nedsatt bevegelsesevne, balanse, gangfunksjon og økt risiko for fall. Fall er sett som en komplikasjon i PS, og det anslås at sykdommen resulterer i en fallrate rundt 40-68% (Silva-Batista et al., 2018). 65% av alle fall i PS ender med skader av forskjellige karakterer, og de vanligste er sårskader, bruddskader, da spesielt i hofte, lårhals, skulder, håndledd, og hodeskader (Keus et al., 2014). Denne typen skader har en sosioøkonomisk konsekvens for samfunnet, men og store påvirkninger på individnivå med inaktivitet for pasientgruppen og nedsatt livskvalitet (Keus et al., 2014). Det skjer forandringer i kroppsholdning som kan medføre til ustøhet og reduserte bevegelser i kroppen, og videre redusere aktivitetsnivået til personen betraktelig sammenlignet med jevnaldrende friske (Keus et al., 2014). Det er ikke uvanlig at en person med Parkinson sykdom (PmP) har et aktivitetsnivå tilsvarende en tredjedel av en jevnaldrende frisk person (Keus et al., 2014). Frykten for fall kan i flere tilfeller medføre økende inaktivitet for å unngå å falle.

PS er en diagnose som stilles klinisk basert på utfall med tilstedeværelse av kardinalsymptomene bradykinesi, rigiditet og eller tremor (Dietrichs & Toft, 2019). Bradykinesi er et begrep for bevegelsestregghet og nedsatt bevegelighet i en eller flere kroppsdelar. Dette skjer på grunn av endringer i aktiviteten i basalgangliene som følge av sykdommen (Dietrichs & Toft, 2019). Rigiditet er et symptom hvor det oppleves en økt motstand i muskulatur under passiv bevegelse av ledd eller kroppsdelar (Keus et al., 2014). Hvorfor rigiditet oppstår kan ikke forklares sikkert, men man tror at funksjonssviken fører til økt hviletonus i muskulaturen. Siste kardinaltegnet, tremor, er ukontrollerte skjelvninger som i PS fremtrer under hvile og kalles derfor hviletremor. Årsaken til tremor er ikke helt kjent, men nyere forskning på hvorfor det oppstår kan tyde på at det skyldes manglende hemming av aktivitet i rytmegenererende nerveceller som følge av tapet av nerveceller (Dietrichs & Toft, 2019). PS rammer basalgangliene i cerebrum og medfører tap av det som kalles dopaminerge nigrostriatale nevroner som følge av at nerveceller i substantia nigra går tapt. Betegnelsen dopaminerg omfatter nevroner som bruker dopamin som transmitterer (Brodal, 2013, s. 92). Substantia nigra er viktig for produksjonen av dopamin, som er en sentral transmittersubstans i basalgangliene for initiering og opprettholdelse av blant annet motoriske bevegelser og

kognitive funksjoner (Brodal, 2013, s. 91; Dietrichs & Toft, 2019). Tapet av nervecellene i substantia nigra og de dopaminerge nigrostriale nevronene reduserer produksjonen av dopamin, og rundt 40-60% av den totale mengden dopaminproduserende nerveceller er tapt før de motoriske utfallene debuterer (Dietrichs & Toft, 2019, s. 431). Basalganglienes funksjon beskrives mer detaljert i kapitlet 2.1 «Basalganglienes funksjon».

Kompleksiteten av PS skaper et vidt sykdomsbilde med forskjellige utfall og plager (Keus et al., 2014). Sykdommen er for de fleste PmP begrensende i en eller annen grad, og spredningen av basalgangliestyrrelsene kan variere fra person til person (Nonnekes et al., 2019). For å danne et bilde av sykdommen og dens begrensninger kan den Internasjonale klassifiseringen av funksjon, funksjonsnedsettelse og helse (ICF) (World Health Organization, 2001) benyttes i kartleggingen (Keus et al., 2014). Sykdommen påvirker stort sett flere deler av livet til en PmP. De motoriske plagene kan kategoriseres innunder kroppslige funksjoner, og de motoriske begrensningene kan føre til påvirkning i de personlige faktorene eller på deltakelse i hverdagen. To PmP med samme grad av utfall kan ha de samme motoriske utfordringene, men ha to helt forskjellige opplevelser av dette eller påvirkning av aktivitet basert på personlige faktorer og miljøet rundt. Miljøet rundt kan påvirke aktivitetsnivå og deltakelse. Det kan være at leiligheten eller huset personen bor i kan være innredet eller bygget slik at det fremprovoseres usikkerhet eller fall, til tross for at personen normalt har gode evner til å gå. Personlige faktorer som å ikke ville trene, eller å ikke være i aktivitet, kan påvirke negativt på motorisk funksjon med tap av kroppsfunksjoner over tid. Deltakelse i hverdagen preges i stor grad av de motoriske funksjonene og disse kan for en PmP føles brysomme og skamfulle. Dette kan være sikling, dårlig stemme og taleevne, i tillegg til de andre motoriske utfallene som bradykinesi, tremor og dårlig funksjon generelt. Dette kan påvirke den fysiske kapasiteten til PmP da disse utfordringene kan resultere i økende inaktivitet og isolering fra samfunnet (Keus et al., 2014). Ikke-motoriske utfall er og vanlig med sykdommen (Keus et al., 2014). Dette kan være depresjon, angst, endret atferd og/eller andre kognitive utfordringer. Disse plagene kan bidra til reduksjon i livskvalitet (Schrag & Quinn, 2020). Ikke-motoriske utfall kan være tilstede i sykdomsutviklingen i flere år før de motoriske plagene debuterer (Ziemssen & Reichmann, 2007), og det er anslått at rundt 70% av populasjonen PmP har ikke-motoriske utfall (Ray Chaudhuri et al., 2013).

I min kliniske arbeidshverdag som nevrologisk fysioterapeut ser jeg jevnlig PmP som har utfordringer knyttet til balanse og gangfunksjon. Det finnes flere forskjellige tilnærminger og

behandlingskonsepter i behandling og balansetrening er sterkt anbefalt i den europeiske retningslinjen for fysioterapi til PmP (Keus et al., 2014). På tross av anbefalingen er det lite konkrete råd til hvordan dette skal utføres eller hvilke prinsipper som fungerer best. De siste årene har oppgavespesifikk balansetrening med tilførselen av perturbasjoner vært et behandlingstiltak som kan fungere godt som balansetrening og fallforebygging i PS (Mansfield, Wong, Bryce, Knorr & Patterson, 2015). Dog er det gjort få effektstudier av behandling ved bruk av perturbasjoner til balansen under trening på PmP. Ved å gi perturbasjonsbasert balansetrening er formålet å styrke balansen gjennom trening ved å gi forskjellige forstyrrelser og oppgaver som utfordrer balansen. Disse perturbasjoner er like de en PmP kan møte i hverdagen. Perturbasjonsbasert balansetrening har vist seg som et tiltak med positiv påvirkning på balanse, gange og fallforebygging for eldre og personer med hjerneslag, og har blitt anbefalt som et verktøy for opptrening av balanse og gangfunksjon hos PmP (Mansfield, Wong, et al., 2015).

Denne masteroppgaven har som hensikt å undersøke om standardisert perturbasjonsbasert balansetrening kan påvirke balanse og gangfunksjon for PmP. Gangfunksjon vil i denne oppgaven bli vurdert på distanse, hastighet og steglengde.

1.2 Struktur i oppgave

Oppgaven er delt inn i flere deler hvor neste del legger frem teori for forståelse av PS og sykdommens påvirkning på balanse og gange, dynamiske systemteorier rundt hjernens funksjon og nevroplastisitet, og perturbasjonsbasert balansetrening som et fysioterapeutisk tiltak. I delene etter teorikapittelet blir forskningsprosjektet som ble utført som en del av denne mastergraden gjennomgått før resultatene blir presentert og diskutert.

2 Teoretiske perspektiver

2.1 Basalganglienes funksjon

Basalgangliene er en fellesbetegnelse på flere sentrale områder lokalisert nært midtlinjen dypt i cerebrum, og har en samordnet oppgave med thalamus i planlegging og regulering av hjernens oppgaver, men viktigst kontrollen av viljestyrte bevegelser. Utover det motoriske er basalgangliene viktig for kognitive funksjoner og affeksjon (Dietrichs & Toft, 2019). De sentrale områdene i cerebrum som betegnes i felleskap som basalgangliene er striatum, globus

pallidus, nucleus subthalamicus og substantia nigra (Dietrichs & Toft, 2019, s. 427). Striatum deles opp i putamen og nucleus caudatus, og det er spesielt putamen som er involvert i motorisk kontroll, mens nucleus caudatus sammen med globus pallidus er viktige for kognitive funksjoner som emosjoner og motivasjon. Substantia nigra er den delen av basalgangliene som inneholder store dopaminerge nettverk med signalføring til og fra striatum.

Basalgangliene fungerer som en formidler av informasjon fra korteks videre tilbake til andre områder i korteks cerebri via thalamus, og danner med dette en kortiko-striato-thalamo-kortikal bane. Man tror i dag at denne banen består av tre adskilte baner med hver sine oppgaver basert på hvilke deler av basalgangliene de passerer og hvor de ender. Den banen som er mest sentral for bevegelseskontroll passerer putamen og globus pallidus før thalamus og ender i motoriske barkeområder, og denne banen er sterkt involvert i initiering og opprettholdelse av motoriske bevegelser (Dietrichs & Toft, 2019, s. 428). En annen bane passerer nucleus caudatus og substantia nigra før den passerer thalamus og ender opp i prefrontal korteks. Denne er involvert i kognitive funksjoner som assosiasjoner. Den siste av banene går til gyrus cinguli og mediale prefrontale barkeområder via striatum, og denne banen er involvert i kognitive funksjoner som følelser og motivasjon. Den kortiko-striato-thalamo-kortikale banen er svært avhengig av dopamin og dopaminerge nevroner for å sende og fordele signaler dit de skal. Man tror og at den kortiko-striato-thalamo-kortikale banen har en direkte og indirekte sløyfe, hvor den direkte sløyfen er involvert i stimulering til igangsettelse av presise og spesifikke bevegelser, og den indirekte sløyfen skal fungere som en hemmer av områdene rundt så det ikke oppstår aktivering av andre upresise bevegelser som forstyrrer bevegelsene den direkte sløyfen skal stimulere (Dietrichs & Toft, 2019, s. 430).

Sykdommer og endringer i basalgangliene resulterer i det som kalles «ekstrapyramidale» utfall og kliniske tegn. At noe er ekstrapyramidalt betyr at det er bevegelser du selv ikke har kontroll over. Dette er ofte motorisk uro, ataksi, tremorer og ukoordinerte bevegelser, også kalt dyskinesier eller akinesier. Sykdommer i dette området betegnes ofte som nevrodegenerative sykdommer grunnet progresjon av sykdommen, og manglende reversibilitet (Dietrichs & Toft, 2019). Nevrodegenerative sykdommer i basalgangliene debuterer lenge før kliniske symptomer i det hele tatt kan sees (Brodal, 2013, s. 171). Nevronene i basalgangliene brytes gradvis mer og mer ned etter hvert som produksjon av feilholdige proteiner i området overstiger nervecellens evne til å fjerne de. Dette påvirker og endrer ulike funksjoner på cellulært nivå som synapsefunksjon, transport langs aksoner, transkripsjoner for produksjon av nye RNA-

tråder og energiomsetning. Med tid og gjentakende produksjon av feil protein endres cellens oppgaver, og degenerasjonen av nervenetverkene starter (Brodal, 2013).

2.1.1 Parkinsonisme og PS

PS er en underdiagnose av parkinsonisme og dominerer med 80% av tilfellene av parkinsonistiske sykdommer. Av andre diagnoser innenfor parkinsonisme er atypisk parkinsonisme, multisystematrofi og Lewy-legeme demens hyppigst utbredt, og forskjellen fra disse og PS er gjerne flere og mer alvorligere plager enn de som sees i PS (Dietrichs & Toft, 2019). PS er en hypokinetisk tilstand, og med dette menes det at bevegelser er redusert eller mindre enn opprinnelig. Nyere forskning med billedskanning av hjernen viser at hypokinetiske tilstander har endret aktivitet i de motoriske barkeområder. Feil eller forstyrrelser av signalføring i basalgangliene fører ikke nødvendigvis til manglende eller redusert aktivering av den kortiko-striato-thalamo-kortikale banen, men større variasjon i fyringsgrad og fyringsmønster av signaler og aktivitet. Det er spesielt en lavere aktivitet i de dopaminerge nigrostriale nettverkene som kan resultere i hypokinesi (Dietrichs & Toft, 2019). Årsaken til hvorfor noen får PS er fremdeles ukjent, men sykdommen kan være grunnet genetiske predisponerte faktorer ifølge nyere forskning (Dietrichs & Toft, 2019).

Et annet symptom som ikke er uvanlig i PS er dystoni og rundt 3 av 10 PmP har dystoni-plager (Shetty, Bhatia & Lang, 2019). Det er fleksjonsmønstre i trunkus og i ekstremiteter som går igjen som den vanligste formen for dystoni, men og cervikale dystonier er utbredt. Dystonier i PS kan resultere i andre deformiteter i kroppsholdningen (Doherty et al., 2011). Tidligere har dystoni ikke vært forbundet som et utfall av PS selv, men som et utfall av behandlingen av sykdommen (Tolosa & Compta, 2006) men nyere forskning tyder på at dystoni kan være et resultat av forandringene i hjernen (Shetty et al., 2019). Hva som forårsaker dystoni er uklart, men nyere forskning peker mot at dystoni er sterkt påvirket av en ujevn generering av signaler i globus pallidus og subthalamiske nukleuser. En ujevn strøm av signaler i nervebanene involvert i Globus pallidus skaper varierende sekvenser av lav signalføring til store utbrudd av signaler. Denne variasjonen er trolig med på å skape og forsterke dystoni hos PmP (Shetty et al., 2019). Dystoni i ekstremiteter kan og sees i rundt 10-15% av tilfellene, og karakteriseres som en fokal dystoni (Shetty et al., 2019), som er et fenomen som ofte kalles «the yips» og er en sjelden nevrologisk tilstand med ufrivillige og ukoordinerte muskelspasmer (Kraft, 2019). Rigiditet av nakke og trunkus kan være et symptom en PmP opplever, og kan resultere i

abnormale kroppsholdninger som skolioser og andre deformiteter i kroppsholdning, hode og nakke (Keus et al., 2014).

2.1.2 Medisinsk behandling av Parkinson sykdom

PS er en progredierende sykdom og det er ingen behandling per i dag som kan stoppe utviklingen eller reversere tapet av nervecellene. Når det gjelder behandling av sykdom gis det i de aller fleste tilfeller medikamentell behandling for å bedre symptomer, og for å forsøke å bremse utviklingen. I symptombehandlingen av PS har det å normalisere eller optimalisere dopaminnivåene i substantia nigra vist seg å være hensiktsmessig, og resultert i en bedring av symptomer (Dietrichs & Toft, 2019; Keus et al., 2014). For å tilføre dopamin til hjernen har man benyttet seg av aminosyren levadopa som enkelt passerer blod-hjernebarrieren, fordi dopamin ikke kan passere gjennom denne. Levadopa har evnen til å omgjøres til dopamin, men ikke før det omdannes av enzymer i nigrostriale nettverk (Dietrichs & Toft, 2019). Denne behandlingsformen har best effekt i tidlig fase og regnes som gullstandard for behandling av PS (Keus et al., 2014). Utfordringen med medisinerer er at det i senere faser kan oppstå motoriske fluktasjoner som en komplikasjon av medisinerer. Det som skjer, er at man får en for høy effekt av medisinerer og personen kan sees bevegelig og til tider overbevegelig. Dette kan unngås ved å endre medikamentet fra levadopa til dopaminantagonister, som har som formål å stimulere til aktivitet gjennom å binde seg til dopaminreseptorer og stimulere disse, og på denne måten fungere som dopamin. Når medikamentell behandling fører til store bivirkninger som motoriske fluktasjoner kan avansert behandling som dyp hjernestimulering være et alternativ. Dyp hjernestimulering gjøres ved operasjon og innsettelse av et implantat med elektroder i basalgangliene som skal sende signaler for å dempe aktiviteten rundt områdene i basalgangliene, og bidrar på denne måten til reduksjon av bivirkninger og bedret effekt av dopamin (Dietrichs & Toft, 2019). Behandlingen med medisiner har ikke en langtidsvirkende effekt og med progresjon av sykdommen blir nytten av medisinerne mindre og mindre. Dopaminet som tilføres kan lagres over tid, men med utvikling av sykdommen og mer tap av nigrostriale nerver blir lagringsevnen redusert og man får derfor en høyere flyt av dopamin. Det er vanlig i forbindelse med medisinerer å se en kortere effekt hvor man ser en raskere tilbakevending av symptomene. Dette kalles for en «wearing off» og er en doseavhengig forverring. Dette kan kompenseres ved å endre medisineringsplanen med økning av dosering (Dietrichs & Toft, 2019). Det heter seg at bevegelsene blir «skrudd på» under medisinerer og «skrudd av» når effekten avtar. Det er derfor vanlig å beskrive bevegelighet og funksjon i en «av og på» fase (Norges Parkinsonforbund, u.å.). Den vanligste hensikten for medisinerer er

symptomforbedrende behandling hvor formålet er å redusere de motoriske symptomene (Dietrichs & Toft, 2019) og effekten av for eksempel levadopa som medisin bedrer ofte gangen og gjør at personen kan nesten doble sin steglengde, gå raskere og gå med bedre kvalitet som balanse, armsving og rotasjon enn når effekten avtar (Morris, Huxham, McGinley, Dodd & Ianssek, 2001).

2.2 Kontrollmekanismer

Postural kontroll er evnen til å kunne stabilisere og plassere kroppsdelene i relasjon til hverandre og miljøet rundt for å oppnå de nødvendige bevegelsene knyttet til en oppgave, og er svært viktig for funksjoner som å sitte, stå og gå (Shumway-Cook, 2017). Når den posturale kontrollen endres kan dette føre til større utfordringer med funksjoner og redusert deltakelse i hverdagen. Begrepet postural kontroll brukes synonymt til balanse og likevekt (Bassøe Gjelsvik, 2016, s. 92; Shumway-Cook, 2017, s. 154). Forskjellene på balanse og postural kontroll er vanskelig å definere da det finnes ikke noen overordnet definisjon på hva den ene eller andre er, og derfor brukes de hyppig om hverandre. Balanse kan beskrives som evnen til å finne og opprettholde kroppens tyngdepunkt innenfor kroppens understøttelsesflate (Bassøe Gjelsvik, 2016, s. 91-92), hvor de samlede påvirkende kreftene rundt er tilnærmet null (Pollock, Durward, Rowe & Paul, 2000). Balanse kan sees på som et større paraplybegrep med blant annet postural kontroll, reaktive mekanismer og antisipatoriske mekanismer innunder seg (Bassøe Gjelsvik, 2016; Shumway-Cook, 2017).

Postural kontroll er et resultat av interaksjoner mellom flere systemer blant, annet muskel- og skjelettsystemet og nervesystemet. Opprettholdelsen av postural kontroll reguleres og koordineres gjennom flere motoriske systemer i hjernen som prefrontal og motorisk korteks, hjernestamme, cerebellum og ryggmarg. Denne koordineringen skaper forskjellige posturale funksjoner som oppreisthet, muskeltonus og postural tonus for å oppnå god postural kontroll (Shumway-Cook, 2017). Oppreisthet brukes som et begrep for å forklare de ulike delene av kroppens posisjon i relasjon til hverandre. I en «perfekt oppreist kroppsposisjon» sett fra siden er den vertikale midtlinjen fra hodet og øret på linje med fremre del av skulder, hoftelodd, kneledd og rett foran ankel. Variasjon av oppreisthet er vanlig, og i en normal verden er det sjeldent man til enhver tid er oppreist slik beskrevet. Variasjon i oppreisthet trenger ikke nødvendigvis føre til nedsatt postural kontroll (Shumway-Cook, 2017). Muskeltonus hjelper med å holde balansen ved å regulere hvor mye motstand som må til i muskulaturen for å unngå

forlengelse av muskelen, eller hvor lite motstand som må til for å unngå en for stor forkortning av muskulaturen (Shumway-Cook, 2017). Dette kan påvirkes av nevrologiske sykdommer eller tilstander som resulterer i økt spenning i muskulaturen. Postural tonus er en viktig funksjon for å motvirke tyngdekraftens påvirkning på kroppen og det sensoriske systemet spiller en viktig rolle. Det sensoriske systemet avgjør om tyngdekraften trekker for mye på muskulaturen og stimulerer til aktivering for å motvirke denne kraften. Noen muskelgrupper er det man kaller *toniske*, som vil si at de er viktigere for å opprettholde en rettere kroppsholdning og oppreisthet, og er viktig for den posturale kontrollen. Disse er gjerne mer aktivert i en mer «statisk» aktivering for å opprettholde likevekt (Shumway-Cook, 2017).

Sensoriske systemer fra og til ryggmargen er viktige for opprettholdelse av postural tonus gjennom informasjon fra muskulatur. Muskelspøler er sensitive sanseorganer lokalisert i muskulatur som sender informasjon om muskelens lengde til ryggmargen og hjernen. Disse brukes hyppig til regulering av postural tonus og bidrar til postural kontroll. Den posturale tonusen reguleres og styres og i hjernestammen og dette er et sentralt område for regulering av postural kontroll, og tilpasninger til forskjellige forstyrrelser ved å aktivere og inhibere nødvendig muskulatur. To andre sentrale regulatorer av postural kontroll er basalgangliene og cerebellum. Cerebellum er involvert i tilpasning av responser til forstyrrelser og koordinering av bevegelser i relasjon til forandringer en oppgave eller bevegelse krever. Basalgangliene er involvert i å raskt kunne endre bevegelsesmønstre for å opprettholde balansen (Shumway-Cook, 2017). Sykdom som PS vil kunne redusere denne evnen og gjøre det vanskeligere å raskt endre på bevegelser (Kim et al., 2013).

Gange og gangfunksjon er en svært kompleks og sammensatt aktivitet. Den involverer koordinasjon av både muskulatur og ledd for å møte kravene for gange, progresjon i gange, postural kontroll og adaptasjon (Costa et al., 2022; Shumway-Cook, 2017). Postural kontroll spiller en viktig rolle for å kunne gå, gjennom orientering og stabilisering. Det å orientere kroppens oppreisthet og kroppsdelene i relasjon til hverandre, og parallelt bruke kroppen til å være stabil er viktig for å skape gange og bevegelse fremover (Shumway-Cook, 2017). Å igangsette gange kan være utfordrende da dette innebærer å slippe stabiliseringen i en side for å skape bevegelse et annet sted (Schoneburg, Mancini, Horak & Nutt, 2013). Å initiere gange handler om å forskyve kroppens tyngdepunkt (COM) forover, og skape en fallbevegelse (Kim et al., 2013), for så å følge etter med et ben for å forhindre fallet og skape fremdrift (Schoneburg et al., 2013). Dette er ett steg, og gangen fortsetter ved reproduksjon av samme bevegelse på

motsatt side (Schoneburg et al., 2013). Videre dreier initiert seg om å opprettholde denne forskyvingen av COM fremover i en jevn rytme (Shumway-Cook, 2017). Samtidig bruker vi armene som vektarmer og pendler for å skape flyt og fart. Dette er en normal forventet bevegelse for å mestre gange hos funksjonsfriske personer (Schoneburg et al., 2013).

Når gangfunksjonen utvikles over tid blir prosessen mer og mer automatisert, og det å gå er i utgangspunktet ingen kognitiv funksjon hvor man må tenke over hvordan det gjøres. Ryggmargen spiller inn på å gjenkjenne mønstrene for gangfunksjonen når en påvirkning som å lene seg frem blir gitt (Shumway-Cook, 2017). Dette kommer tydelig til syne ved gange på tredemølle hvor gangfunksjonen som oftest starter automatisk med båndet på tredemøllen. Denne gjenkjennelsesprosessen er heldigvis ikke så fastsatt at den ikke kan tilpasses ved sykdom eller skade ved å kompensere for manglende bevegelse eller funksjon (Shumway-Cook, 2017).

Kognitive evner er og med på å påvirke gangfunksjonen. Det å gå kan være vanskelig i seg selv, og kan bli enda vanskeligere dersom det dukker opp en ny oppgave som å gå over et hinder som en dørterskel (De Freitas et al., 2020; Shumway-Cook, 2017). Svekket kognisjon som ved nedsatt oppmerksomhet eller demens kan og påvirke gangen (Marinelli, Quartarone, Hallett, Frazzitta & Ghilardi, 2017; Schoneburg et al., 2013).

2.3 Parkinson sykdom og balanseutfordringer

PS resulterer i mange tilfeller endringer i den posturale kontrollen (Silva-Batista et al., 2018). Generelt er endret postural kontroll et utbredt resultat av en nevrologisk sykdom og kan gi dårligere balanse og gangfunksjon (Shumway-Cook, 2017, s. 229). Den typiske Parkinson-pasient viser ofte posturale forandringer ved å bevege seg mer inn i et fremoverbøyd mønster da sykdommen hyppig medfører endringer i oppreisthet i relasjon til tyngdekraften (Shumway-Cook, 2017). Posturale endringer kan bestå av kombinasjoner av bevegelser som nedsatt oppreisthet, økt fleksjon av nakke og ekstensjon av hodet, fleksjon i hofter og fleksjon i knær (Keus et al., 2014, s. 22). Endringen som dette kan bidra til å trekke personen mer nedover og fremover, og rent biomekanisk skifte COM fra å være loddrett under personen sentrert i understøttelsesflaten, til å være mer fremme i understøttelsesflaten og foran føttene (Shumway-Cook, 2017). PS resulterer ofte i en karakteristisk framoverlutt holdning med hodet og skuldrene lutet fremover (Shumway-Cook, 2017). Økende fremoverlutting av ryggen er ikke

nødvendigvis et utfall av selve sykdommen, men kan representere en kompensatorisk strategi for å unngå fall eller ubalanse ved å forankre kroppens tyngdepunkt gjennom å senke tyngdepunktet ved å bøye seg frem (Kim et al., 2013). Det er derfor simpelthen ikke tilstrekkelig å si at dette alene fører til ubalanse hos PmP da det kan være en kompensatorisk strategi, ettersom dette og kan observeres hos friske personer med balanseutfordringer (Kim et al., 2013). PS fører og til en større koaktivering av agonister og antagonister som i stor grad hemmer bevegelseskontrollen og kvaliteten (Doherty et al., 2011; Kim et al., 2013). Fremoverluting av ryggen kan skyldes økt aktivering av trunkal fleksjonsmuskulatur og underaktivering av ekstensjonsmuskulatur (Doherty et al., 2011). For PmP kan det å stå stille rett opp og ned være en stor utfordring da endringene fra sykdommen kan føre til større svingninger i kroppen enn hos funksjonsfriske. Dette defineres som postural svai og er forbundet med redusert postural kontroll. Man tenker at økende postural svai kan henge sammen med dårligere oppreisthet og balansestrategier som følge av de motoriske plagene sykdommen kommer med (Shumway-Cook, 2017).

Nedsatt postural kontroll kan ansees som et nyere kardinaltegn i vurdering av funksjonsnivået til PmP (Kim et al., 2013). Det kan være utfordrende å skille på om endringen skyldes sykdommen selv eller kompensatoriske strategier for å holde balansen. Det kan ofte sees strukturelle endringer i ryggraden ved PS som skoliose, Pisa syndrom, camptocormia og antecollis (Doherty et al., 2011; Kim et al., 2013). Camptocormia beskrives som «bøydrygg-syndrom» ettersom ryggen er overdrevent flektert i stående, gående og sittende (Doherty et al., 2011). Denne deformeringen er dog ikke strukturell, og i ryggliggende vil personen fint klare å ligge mer eller mindre helt flatt på underlaget (Doherty et al., 2011). Denne typen postural endring er forbundet med endret muskelstyrke, abnormal eller fravikende aktivering av muskelstyrke, eller dystoni. Pisa Syndrom er mer eller mindre det samme som camptocormia, men involverer en større grad lateralfleksjon av ryggen enn fleksjon av ryggen (Kim et al., 2013). Antecollis er et begrep som beskriver en økende fleksjonsstilling i nakken og kan sees i forskjellig omfang (Doherty et al., 2011). Årsaken til antecollis er trolig grunnet økt tonus i muskulatur og manglende aktivering i antagonister i nakkemuskulatur. Skolioser er forskjellige skjevheter i ryggsoylen. Skolioser, camptocormia, Pisa syndrom og antecollis er alle strukturelle forandringer i relasjon til nedsatt postural kontroll og nedsatt evne til å opprettholde oppreisthet mot tyngdekraften. Over tid kan dette resultere i mer strukturelle endringer i selve ryggraden. Ettersom PS er en progredierende sykdom blir disse forandringene gradvis verre og verre (Doherty et al., 2011).

Generelle aldersrelaterte forandringer i postural kontroll er normalt for den friske populasjonen, og økende alder vil svekke evnen til å gjenvinne balansen og opprettholde oppreistheten mot tyngdekraften (Phu, Sturnieks, Lord & Okubo, 2022). Yngre har bedre gjennvinningsevne enn eldre, noe som skyldes degenerative forandringer i muskulatur, kroppsholdning, nervesystemet og svekkede posturale reflekser hos de eldre. Posturale reflekser er en betegnelse på nervesystemets evner til å kunne identifisere en forstyrrelse mot balansen for så å igangsette de nødvendige systemer og stabiliserende muskelaktiveringer for å motvirke kraften forstyrrelsen påfører (Phu et al., 2022) og for å opprettholde likevekt (Shumway-Cook, 2017). Posturale reflekser er avhengig av raske, middels og trege responser i muskelaktiveringen gjennom aktivering av strekkreflekser i ryggmargen (korte og middels raske) og i korteks (middels trege og trege reflekser). Strekkrefleksen omfatter evnen til å kontrahere en muskel etter en plutselig strekk på muskelfibrene for å begrense strekken (Bhattacharyya, 2017). Den raske/mellomraske strekkrefleksen skaper en aktivering gjennom stimulering og impulser til og fra det fremre hornet i ryggmargen i det samme innerveringsområdet. Den trege strekkrefleksen involverer trolig en kortikal aktivitet og foregår på et høyere nivå i nervesystemet enn den raske (Bhattacharyya, 2017). Disse refleksene er både stabiliserende og destabiliserende, som betyr at de skal både aktiveres for å motvirke bevegelse, og deaktiveres for å unngå forstyrrelse av annen aktivering (Bhattacharyya, 2017; Kim et al., 2013). Den raske/mellomraske destabiliserende strekkrefleksen er hos PmP ofte overdrevet, mens den trege stabiliserende strekkrefleksen er normal, svekket eller forsvunnet (Kim et al., 2013). Dette kan føre til abnormale strategier og måter å forsøke å gjenvinne balansen på med ingen aktivitet eller overdrevne aktiveringer i motsatt retning (Kim et al., 2013). Med aldersrelatert degenerasjon av nervesystemet sinkes reaksjonstiden i disse prosessene (Phu et al., 2022). De posturale refleksene skapes gjennom to viktige funksjoner; evnen til å skape stabilitet og bruke bevegelse for å holde stabilitet gjennom autonome selvstyrende bevegelser (autonomic postural reactions (APR)), og evnen til å opprettholde eller tilpasse stabilitet ved å bruke viljestyrte bevegelser for å motvirke en forstyrrelse (anticipatory postural adjustments (APA)) (Kim et al., 2013). APR er og synonymt til kompensatorisk postural tilpasning (CPA) (Shumway-Cook, 2017). Begge disse funksjonene er påvirket i PS og spesielt APR er nedsatt og fører til dårligere posturale reflekser og en tregere eller ingen aktivering av motvirkende bevegelser som ofte resulterer i at trunkus faller stivt i retningen til forstyrrelsen eller perturbasjonen (Kim et al., 2013). En av forklaringene på dette er involvering av strekkreflekser i muskulatur. En slik abnormal funksjon av strekkrefleksen og nedsatt postural refleks kan derfor resultere i en dårlig tilpasning av postural kontroll under oppgaver ved at evnen til å overstyre disse refleksene er dårligere (Kim

et al., 2013). En forstyrrelse i basalgangliene og dopaminmangel fører til forandringer og derangering av posturale reflekser. Den økte stimuleringen av den raske og mellomraske strekkrefleksen, og understimulering eller bortfall av den trege strekkrefleksen gjør det vanskeligere å initiere motvirkende bevegelser for å kompensere mot endringen i kravet til balansen (Kim et al., 2013). Funksjoner som syn, leddsans, sensorikk og vestibulære funksjoner aldres gradvis med årene og kan resultere i økt latenstid, svekkelser eller bortfall av viktige funksjoner for kroppsorientering og den posturale kontrollen (Phu et al., 2022). PmP har et større og mer alvorligere omfang av disse forandringene, og derfor en større redusert postural kontroll enn en jevnaldrende frisk person (Kim et al., 2013).

Tidligere har nedsatt balanse og fall for PmP sykdom vært forbundet med personlige faktorer og svekkede motoriske ferdigheter, men dette har i senere tid blitt forkastet og erstattet med at nedsatt balanse og fall ofte kommer i sammenheng med situasjoner i miljøet PmP møter som utfordrer balansen (Lamont, Morris, Menz, McGinley & Brauer, 2017). For en PmP kan enkle hverdagssituasjoner som å sette eller reise seg, snu seg rundt eller endre retninger under gange være svært utfordrende (Keus et al., 2014). Disse stiller en del krav til postural kontroll og kan fort resultere i fall. Med en fremoverlent kroppsholdning og tyngdepunkt vil for eksempel aktiviteter eller bevegelser bakover skape ubalanse og fremtvinge bruk av beina til å ta seg for, for å unngå fall (Shumway-Cook, 2017) og nedsatt reaksjonsevne gjør dette mer utfordrende (Keus et al., 2014). Nedsatt balanseevne henger og sterkt sammen med nedsatt evne til å gjenvinne balansen ved å reagere motvirkende på en endring, som for eksempel å skulle snu seg rundt. Shumway-Cook (2017) deler nedsatt reaktiv balanse opp i tre strategier: utfordringer med sekvenser av bevegelse, problemer med timing og initiering av reaktive bevegelser, og tilpasning av den posturale kontrollen i relasjon til oppgaven og omgivelsene. For PmP kan det være utfordrende å koordinere bevegelser og initiere riktig sekvensiell rekkefølge av bevegelser. Det er ikke unormalt å se at personen koaktiverer ved å aktivere agonist og antagonist samtidig (Kim et al., 2013). Denne typen koaktivering vil resultere i en mer stivere og rigid kroppsdel og vil derfor være en lite effektiv strategisk måte å gjenvinne balansen på da den avgrenser mulighetene til å gjøre ytterligere kompensatoriske tilpasninger (Shumway-Cook, 2017).

2.4 Parkinson sykdom og utfordringer med gangfunksjon

Å kunne gå selvstendig setter krav til flere funksjoner som god balanse, god oppreisthet og en god postural kontroll (Schoneburg et al., 2013). Gangfunksjonen i PS er sterkt forbundet med postural kontroll, og dårligere postural kontroll påvirker gangfunksjon i negativ retning (Costa et al., 2022). Dette tenkes å være fordi både postural kontroll og gangfunksjon reguleres og planlegges fra de samme områdene i korteks og cerebellum. Korteks og basalgangliene deler informasjon rundt planlegging og regulering av funksjoner som postural kontroll og gange til hjernestammen (Costa et al., 2022). Basalgangliene er i større grad ansvarlig for regulering av informasjonen som passerer fra motoriske områder i korteks og ned til hjernestammen og til cerebellum. Det er trolig sånn postural kontroll og gange henger sammen da de reguleres og moduleres av informasjon og signaler mellom flere systemer (Costa et al., 2022).

Gangfunksjonen hos PmP beskrives med subbende, underdrevne bevegelser og kan sees som en svært rigid og treg gange (Morris et al., 2001). Gangen i mer utviklede tilfeller av sykdommen bærer preg av korte steg, lite aktivitet i overkropp og lite armsving. I tidlig fase er det ikke uvanlig å for eksempel bare ha nedsatt armpending på en side som en plage under gange (Dietrichs & Toft, 2019). For PmP kan endringene i postural kontroll og kroppsholdning skape endringer i gangfunksjonen, og redusere effektiviteten og kontrollen i gange. Det som normalt sett forblir uforandret er kadens, hvor mange steg personen tar i minuttet (Morris et al., 2001; Schoneburg et al., 2013). Kadens kan i noen tilfeller øke som mulig kompensatorisk strategi mot de andre utfallene i gange, som å for eksempel ta fler steg for å ta igjen distansen tapt ved kortere steg (Schoneburg et al., 2013). Gangfunksjonen bærer i flere tilfeller preg av mindre rotasjonsbevegelser i trunkus og redusert armsving på en side (Schoneburg et al., 2013). Dette kan være med på å begrense flyten og kontrollen i gangen. Det å kun gå fremover er i seg selv begrensende for en PmP og vanskelig. Det å snu eller endre retning er enda vanskeligere og innebærer fler strategier som blant annet kortere steg og muligens behov for flere ekstra støttesteg (Morris et al., 2001). Mulige forklaringer på dette er at forstyrrelsene og endringene i basalgangliene kan medføre en mer rigid holdning som begrenser bevegelsesutslaget i leddene og krever fler steg for å rotere (Morris et al., 2001). Dårlig balanse og frykt for fall kan påvirke gangfunksjonen med lavere hastighet og kortere steglengde for å føle seg tryggere (Schoneburg et al., 2013). Det å skulle overstige hindringer som dørterskler, fortauskanter eller aktiviteter som involverer å gjøre mer enn en ting av gangen, kan begrense gangfunksjonen ved å påvirke ganghastigheten med kortere steg eller fremprovosering av frys av gange (Dietrichs & Toft, 2019; Rutz & Benninger, 2020). Frys av gange (FoG) eller «freezing of gait» er et fenomen

under gange hvor bevegelser plutselig stopper opp i noen sekunder (Rutz & Benninger, 2020). Det kan være seg at det plutselig ikke går å flytte foten frem eller at stegene blir veldig korte og subbete (Rutz & Benninger, 2020). Dette skjer som oftest under initiering og stop av gange, men kan og skje spontant under selve gangen eller når personen skal snu seg rundt. Når FoG oppstår tror man at det skyldes grunnet et økende stressnivå eller engstelse hos personen fordi oppgaven krever rask handling eller delt oppmerksomhet (Rutz & Benninger, 2020).

Det har blitt rapportert at PmP bruker rundt det dobbelte av tid på å svinge armer og ben når de gjør flere oppgaver samtidig (Schoneburg et al., 2013). Det er og sett at PmP sykdom bruker en større andel tid av sin gangsyklus i dobbel-støtte, altså den fasen av gangfunksjonen hvor begge føttene er i bakken samtidig (Morris et al., 2001; Schoneburg et al., 2013). Steglengde kan være nesten halvert hos PmP enn hos friske jevnaldrende (Morris et al., 2001). En økt tid med dobbelstøtte og bredere fotstilling kan være en kompensatorisk strategi for å motvirke økende postural svai eller dårligere postural kontroll (Costa et al., 2022). En annen endring i gangfunksjon for PmP er større variasjon mellom stegene og i gangsyklusen, enn hos friske personer (Schoneburg et al., 2013). Der funksjonsfriske har liten variasjon i steglengde gjennom mer rytmiske og koordinerte bevegelser, får PmP større variasjon grunnet utfordringene de opplever med sykdommen. Den nedsatte posturale kontrollen kan fort føre til at foten settes ned i underlaget med en mer tilfeldig og mindre planlagt bevegelse enn hos funksjonsfriske. En PmP må kanskje respondere forskjellig på de gjentatte forstyrrelsene mot balansen og den postural kontrollen fordi variasjonen er større (Schoneburg et al., 2013). Dette kan resultere i en større risiko for fall, som igjen kan føre til frykt for fall og en dårligere gangfunksjon. Den ujevne signalføringen i basalgangliene kan og påvirke hvordan bevegelsen utføres og skape større variasjon i bevegelsene (Dietrichs & Toft, 2019; Schoneburg et al., 2013).

Forstyrrelser i basalgangliene påvirker evnen til å koordinere, utføre og opprettholde bevegelse hos PmP og kan resultere i større utfordringer til å mestre en kompleks oppgave som å gå. Ikke bare resulterer PS i en svekket motorisk planlegging og utførelse, men og en svekket kognitiv forståelse av hva som skal til for å gå. Evnen til å forstå hvordan bruke kroppen på en mer hensiktsmessig måte kan være nedsatt slik at det er vanskeligere for en PmP å selektere vekk unødvendige kroppsbevegelser som hindrer gange. Gangfunksjonen påvirkes derfor også av forandringer i det kognitive hos PmP (Schoneburg et al., 2013).

2.5 Nevroplasticitet og relæring

Begrepet nevroplasticitet omfatter hjernen og sentralnervesystemets evne til å tilpasse, omorganisere og rebygge seg selv og bevegelser (Kleim & Jones, 2008). Interaksjoner med omverdenen tvinger frem nye måter å bruke tapte bevegelser på. En relæring av en tidligere innehatt bevegelse dreier seg mye om bruksavhengighet som betyr at den kroppsdel og funksjon som er tapt skal relæres gjennom å konstant brukes, og deretter skape nye nevroner og synapsekoblinger for å relære og lagre funksjonen eller aktiviteten (Bassøe Gjelsvik, 2016; Brodal, 2013). Nevroplasticitet avhenger av flere grunnleggende basisfunksjoner i hjernen for å fungere: effektiv bygging av nye synapser og synaptogenese, aksonal sprouting og nydannelser av dendritter, nevrogenese og rekruttering fra sentrale og viktige nevrone nettverk knyttet til den aktiviteten som er tapt (Bassøe Gjelsvik, 2016, s. 68). For å oppnå re-læring eller forbedring av bevegelser tapt gjennom forandringer i hjernen er det viktig å trene spesifikt og med flere repetisjoner. Å bruke eller trene på en spesifikk bevegelse eller aktivitet er nødvendig for å skape bedring, og mangel på denne typen trening kan medføre at bevegelsen blir «tapt» (Kleim & Jones, 2008).

Relæring av motoriske ferdigheter i PS er avhengig av at personen utsettes for et økt stress gjennom intensitet og repetisjoner for å kunne lære eller re-lære en spesifikk ferdighet (Kleim & Jones, 2008; Marinelli et al., 2017). Selv tidlig i stadiet av sykdommen sees det en svekket evne til å kontrollere og utføre allerede innlærte bevegelser og ferdigheter. Det er og dessverre en redusert grad av evne til å innlære disse ferdighetene på nytt (Marinelli et al., 2017). Relæring av bevegelser og funksjoner i PS foregår i flere prosesser. Den tidlige fasen av re-læring består av å skape assosiasjoner for igangsettelse av bevegelser. I de kortiko-striato-thalamo-kortikale banene sees det en tidlig aktivering og påvirkning av assosiative baner gjennom striatum og prefrontale korteks. Dette er viktig for å skape minne og assosiasjonen for å kjenne igjen situasjonen senere når personen møter på lignende situasjoner (Marinelli et al., 2017). Mye av re-læring handler i stor grad om å skape minner for bevegelser og responser (Pisani, Centonze, Bernardi & Calabresi, 2005). Underveis i prosessen er bakre delen av striatum, putamen, involvert med sin bane med aktiveringer av motoriske barkeområder, og med prosessen og repetitiv bruk av funksjonen tar denne banen mer og mer over. Denne linken er forbundet med optimalisering og automatisering av bevegelse og funksjon (Marinelli et al., 2017). I senere forløp av re-læringsprosessen skal i utgangspunktet det som trenes på bli endret til å være en mer automatisert aktivering av motoriske bevegelser. Prosessen starter med at kognitive funksjoner er mest aktive i begynnelsen av læringen av en ferdighet for å skape

forståelse og assosiasjoner, og blir underveis mer og mer motorisk og automatisert. Jo raskere forståelsen skapes, jo raskere vil de neste fasene av re-læringen igangsettes med høyere involvering av andre sentrale områder i hjernen (Marinelli et al., 2017). Av sentrale områder i hjernen er pre-supplærmotorisk korteks sentral for koordinering og igangsettelse av de motoriske banene. Precuneus involveres trolig tidlig i prosessen for å finne frem tidligere innlærte sekvenser av aktiveringer og bruk av systemer (Marinelli et al., 2017). Læringsprosessen kan ta timer, uker eller måneder (Marinelli et al., 2017) og man er avhengig av bruksavhengighet og repetisjoner for å skape endring (Bassøe Gjelsvik, 2016; Kleim & Jones, 2008). Typisk for relæring er at under den tidlige fasen av re-læring bærer prestasjonene preg av å variere i mye større grad, og forskjellene i prestasjonene blir større enn i senere stadier (Nieuwboer, Rochester, Müncks & Swinnen, 2009). Variasjonen og grad av feil varierer mye til å begynne med, men etter hvert under tidlig fase, mellomfase og til slutt i endefasen automatiseres bevegelsene i større grad slik at PmP bygger opp strategier for å forutse de forskjellige perturbasjonene fra omgivelsene og respondere mer automatisk på disse (Nieuwboer et al., 2009).

Mestring av en treningsøvelse med økt fysisk og psykisk stress som for eksempel gangtrening gir en god motivasjon for PmP og denne typen motivasjon kan resultere i økt bevegeshastighet og bedre re-læring (Marinelli et al., 2017). Det har blitt vist at motivasjon og mestring kan føre til mindre bradykinesi og akinesi, og mindre variasjon i bevegelsesutslagene. Det er derfor viktig å bruke motivasjon og mestring inn i trening for å skape en forandring (Marinelli et al., 2017).

2.6 Fysioterapitiltak og strategier ved behandling av Parkinson sykdom

I hovedsak er den generelle anbefalingen at rehabilitering og opptrening av PmP skal være rettet mot symptomer og utfall (Keus et al., 2014). Blant de mest vanlige utfallene er nedsatt balanse og gange, og derfor brukes mye av tiden av behandling nettopp på balanse og gangfunksjon. Det er som oftest mest aktuelt i de spreke og moderate tilfellene av PS da de mer langtkommende tilfellene har store utfall i holdning og rigiditet at de er mer immobilisert eller inaktive (Keus et al., 2014). Det finnes flere forskjellige tiltak, konsepter og treningsmetoder for å bedre balanse hos PmP. Av de vanligste som brukes i dag er det styrketrening, dans, boksing og annen kampsport, balansetrening, Thai-Chi og oppgavespesifikk trening (Keus et al., 2014). Oppgavespesifikk balansetrening har senere blitt støttet som en effektiv

behandlingsmetode med positiv påvirkning på balanse og gangfunksjon som redusert variasjonen i gange, økt steglengde, økt gangdistanse og hastighet (De Freitas et al., 2020). Andre tiltak som har fungert på balanse i gange har vært reaktiv steg-trening med forskjellige forstyrrelser til balansen (Okubo, Schoene & Lord, 2017).

For enklere innlæring av trening kan det å lage et system med kompensatoriske cues eller stimuli for igangsettelse ha god påvirkning (Nonnekes et al., 2019). Bruken av kompensatoriske strategier som cues skal gjøre det lettere for personen å forstå når hen skal initiere bevegelse ved å skjerpe systemene til å samarbeide i større grad (Keus et al., 2014; Nieuwboer et al., 2009; Nonnekes et al., 2019). Av kompensatoriske strategier til trening av gange kan man benytte telling, rytme og takt skapt gjennom å for eksempel sprette en ball samtidig som man går, eller bruk av musikk for marsjering (Nonnekes et al., 2019). For ytre stimuli eller cues handler det om å bruke omverden og miljø rundt for å opprettholde gangfunksjonen. Det vil si å bruke noe auditivt, proprioseptivt eller visuelt for å kunne gå på best mulig måte (Nonnekes et al., 2019). Typiske strategier på dette er å bruke rytmiske lyder, merker eller objekter å trå over, eller i noen tilfeller laserstreker eller andre lignende ting. Bruken av ytre cues har som hensikt å skape en referanse for et mål å bevege seg mot, som for eksempel et tempo å gå i. Indre cues er å sette et mål eller referanse for gange ved å bruke indrestyre mekanismer som telling eller produksjon av lyder. En person kan for eksempel tenke at telling skal resultere i at foten settes parallelt ned i underlaget med tellingen eller at det skal produsere et dunk når hælen treffer underlaget. Andre metoder kan være å bruke ganghjelpemidler eller andre kognitive oppgaver som for eksempel å late som man går på skøyter eller marsjerer (Nonnekes et al., 2019). Det er og svært viktig for PmP å trene på fysisk kapasitet og kondisjon da PmP har en økt risiko for inaktivitet (Keus et al., 2014). Inaktivitet kan resultere i andre alvorlige helsetilstander som hjerte- og karsykdommer, diabetes 2 og kan forkorte forventet levetid.

For trening av postural kontroll og evnen til å gjenvinne balansen raskt har fysioterapi og trening blitt ansett som et viktig verktøy for styrking av postural kontroll hos både milde og alvorlige tilfeller av PS (Coelho et al., 2022; Keus et al., 2014; Kim et al., 2013). Treningsprinsipper rettet mot motorisk trening som opprettholdelse av den posturale kontrollen i aktivitet har vist seg hensiktsmessig på balansefunksjonen. Det å gjennomføre forskjellige balansetreningsøvelser som utfordret den posturale kontrollen i en trygg utgangsstilling kan være med på å bedre den posturale kontrollen og gjøre det lettere for pasienten å bevege seg mer fritt (Paul, Dibble & Peterson, 2018; Van Ooteghem, Frank & Horak, 2017). Annen trening

som å lære å bruke cues for å bryte FoG kan være hensiktsmessig balansetrening (Paul et al., 2018; Rutz & Benninger, 2020). Keus et al. (2014) anbefaler gangtrening, reaksjonstrening, styrketrening og tradisjonelle balanseøvelser som de mest effektive prinsippene for å styrke balansen og bedre gangfunksjonen. Samtidig anbefales det at disse utføres med en viss intensitet og puls (Keus et al., 2014).

2.7 Perturbasjonsbasert balansetrening

Perturbasjonsbasert balansetrening (PBT), eller forstyrrelsesbasert balansetrening, omfatter trening hvor den som trenes eksponeres for forstyrrelser til balansen hvor hensikten er å gjenvinne balansen (Mansfield, Aqui, et al., 2015; Mansfield, Schinkel-Ivy, et al., 2017). Denne typen trening innebærer repetitive øvelser med forskjellige instruksjoner, oppgaver og utfordringer gjennom spesifikk trening på en type evne eller ferdighet sammen med en eller flere perturbasjoner (Coelho et al., 2022). Enkelte treningsmetoder på balanse lar seg ikke gjøre da det ofte er forutsigbare bevegelser for den som trener. Å tilføre uforutsigbarhet i trening som perturbasjoner kan være med på å bedre den reaktive kontrollen og bygge opp strategier for å mestre disse ved senere anledning (Coelho et al., 2022; Mansfield, Aqui, et al., 2015; Mansfield, Schinkel-Ivy, et al., 2017). De mest vanligste brukte perturbasjonene er et påført dytt eller drag i forskjellige retninger, utfordringer eller objekter som kommer spontant til syne eller en plutselig uforutsett stopp i bevegelse (Coelho et al., 2022).

Perturbasjonsbasert balansetrening innebærer å tilføre enten en indre eller ytre perturbasjon til personen som trener. En indre perturbasjon er et skifte av oppmerksomhet mot noe annet enn å holde balansen i en aktivitet. For eksempel vil en oppgave som innebærer å sparke eller ta imot en ball føre til at oppmerksomheten aktivt blir rettet mot ballen parallelt som personen må holde balansen (Mansfield, Wong, et al., 2015). Det kan og være bruk av kognitive oppgaver som å telle nedover fra et tall, eller ramse opp ukedager. Oppgaven tilfører en ekstra komponent samtidig som personen må opprettholde balansen. En indre perturbasjoner er ikke rettet direkte mot balansen, men ment for å påvirke balansen og den posturale kontrollen indirekte gjennom en spesifikk oppgave (Mansfield, Wong, et al., 2015). En ytre perturbasjon dreier seg om en påført forstyrrelse fra omgivelsene og miljøet rundt (Mansfield, Wong, et al., 2015). Dette er for eksempel en fysioterapeut som drar eller dytter i en arm eller skulder for å forsøke å bryte balansen til personen. Utfallet av denne typen trening skal resultere i at personen blir mer selvstendiggjort i hverdagen og får et mer frigjort bevegelsesmønster hvor hen kan bevege en

arm eller et ben kontrollert og stabilt uten å utfordre den posturale kontrollen (Mansfield, Wong, et al., 2015).

Perturbasjonsbasert balansetrening er mer et generelt konsept eller tilnærming og ikke et eget spesifikt program. Mansfield, DePaul, et al. (2017) har utviklet «Toronto perturbation-based balance training» som er et eget standardisert program bestående av 12 treningsøkter med 10 oppgaver per økt i et forsøk på å tilføre en standardisert treningsmetode for å bedre balansen. Opprinnelig er programmet laget for hjerneslagspasienter, men det har blitt sett at dette treningsprogrammet kan ha en positiv effekt på balansen hos eldre personer og PmP (Mansfield, Aqui, et al., 2015; Mansfield, Schinkel-Ivy, et al., 2017). Programmet gir og seks perturbasjoner per øvelse.

3 Problemstilling og hypotese

Problemstillingen til denne studien er; *«Påvirker perturbasjonsbasert balansetrening balanse og gange hos personer med Parkinson sykdom?»*.

Ut fra denne problemstillingen har det blitt satt en hypotese på at perturbasjonsbasert balansetrening har en positiv påvirkning på balanse, ganghastighet, gangdistanse og steglengde for en person med Parkinson sykdom.

4 Metode

4.1 Vitenskapsteoretisk ståsted

Metoden i denne studien er av kvantitativ metode, og studien er av naturvitenskapelig ståsted innenfor blant annet empirisme og rasjonalisme. Studien er og påvirket av positivismen ved at fakta og kunnskap kun skal komme fra observasjoner (Drageset & Ellingsen, 2009). I denne studien blir deltakernes prestasjoner, kroppsfunksjon og subjektive meninger om egen balanse omgjort til objektive tall og data. Ved å kvantifisere disse observasjonene i tall og data kan dette forskes på gjennom målbare sammenligninger, og kan avkrefte eller bekrefte kunnskap (Thornquist, 2018). Objektive målinger er nøytrale og kan fortelle oss sannheten da de er nøyaktige (Wifstad, 2018). Sammenhengen mellom sannhet og observasjoner er ikke alltid reell. Kvantitativ metode forsøker ikke å beskrive årsakene bak de observasjonene som gjøres,

men heller analysere observasjonene og hva de forteller (Wifstad, 2018), og finne årsakssammenhenger (Drageset & Ellingsen, 2009). Gjennom empiristiske studier ønsker man å bruke matematikk og tall fra kvantifiserte observasjoner til å avdekke korrelasjoner og samsvar mellom observasjonene (Thornquist, 2018).

I denne studien gjennomgår deltakere en eksperimentell intervensjon ved å se påvirkningen perturbasjonsbasert balansetrening har på balanse og gange hos PmP. For å kunne avgjøre dette er det blitt satt opp en hypotese om at perturbasjonsbasert balansetrening har en positiv påvirkning på balanse og gangfunksjon hos PmP. I kvantitativ metode er det vanlig å jobbe med hypoteser, og denne studien har en hypotetisk-deduktiv metodisk fremgangsmåte ved å sette opp en hypotese og besvare hypotesen ved å trekke en eller flere slutninger. Denne studien er og kritisk rasjonalistisk ved å forsøke å motbevise hypotesen som er satt i forkant av studien. Studien ender opp innenfor kritisk rasjonalisme ved å forsøke å fortelle en sannhet ved verifisere eller motbevise hypotesen til studien (Wifstad, 2018).

4.2 Design

Designet i studien er et single-subject experimental design (SSED). En SSED følger få individer og gjennom innsamling av data før, under og etter en intervensjon kan effekt eller ikke effekt avgjøres. Dette gjøres ved å sammenligne deltakerens prestasjoner over tid gjennom testing og datainnsamling før man kan avgjøre om intervensjonen har påvirket utfallet eller ikke (Byiers, Reichle & Symons, 2012). Denne typen forskning kan ikke generaliseres ettersom designet er ment mot individnivå, men kan gi pekepinner på mulig effekt. I annen statistisk forskning som for eksempel randomiserte kontrollerte studier brukes ofte 95% konfidensintervall for å avgjøre at det er fem prosent sjans for at utfallet er tilfeldig, men i SSED og analysearbeid er statistisk signifikante endringer utenfor de 95% grensene (Byiers et al., 2012; Manolov, Losada, Chacón-Moscoso & Sanduvete-Chaves, 2016). Derfor kan ikke SSED brukes for å avgjøre effekt for populasjonen deltakeren(e) tilhører (Byiers et al., 2012).

4.3 Utvalg

Studien inkluderte to deltakere med diagnostisert PS. Inklusjonskriteriene for deltakelse var alder over 65 år, diagnostisert PS, stor grad av selvstendighet i hverdagen, selvstendig gangfunksjon, gode rutiner for medisiner og ingen til milde kognitive svekkelser. Eksklusjonskriterier for studien er pasienter uten selvstendighet i hverdagen, dårlig medisinerter, alvorlige andre sykdommer, kognitive svekkelser og alder under 65 år. Hvorvidt pasienten har

hatt fysioterapibehandling i forkant var ikke avgjørende for utvalget. Deltakere som møtte disse kriteriene, fikk tilsendt samtykkeerklæringskjemaet og gjennomgikk en undersøkelse i forkant av deltakelse. Det ble sendt ut tre samtykkeskjemaer, men kun to pasienter ble inkludert etter undersøkelse. Den tredje personen som mottok skjemaet, ble ikke inkludert grunnet for dårlig selvstendighet og dårlig gangfunksjon. Det ble gitt god betenkningstid til å svare ja eller nei til deltakelse etter utsending av samtykkeerklæring.

4.3.1 Deltaker A

Deltaker A er en mann på 75 år som har vært diagnostisert med PS siden 2018. Han har selvrapporterte utfordringer med gange med redusert tempo og egenopplevd nedsatt balanse og fallhistorikk. Deltakeren har det siste halvåret opplevd flere fall. Noen av fallene har vært på grunn av nærsynkope og synkope, og andre fall grunnet dårlig balanse og redusert evne til å hente seg inn. Han har mistet en del funksjon knyttet til forflytning og gange etter fallene. Dette og mye grunnet frykt. Deltakeren er ikke i behov for ganghjelpemidler, men bruker en krykke for støtte og trygghet.

Deltakeren har vansker med igangsettelse og initiering av bevegelse, men har ingen episoder med FoG. Utover PS har pasienten en dårlig hjerteklaff og har vært til utredning over flere år for kirurgi, men det har blitt bestemt at klaffefunksjonen er god nok til å ikke byttes. Han plages og med lett svimmelhet. Bruker medisiner for blodtrykk. Det ble ikke vurdert av undersøkende fysioterapeut at dette var grunn til å ekskludere deltakeren. Undersøkelsen viste at deltakeren har god nok forflytningsevne og gangfunksjon til å delta i prosjektet. Han innehar en fremoverlent kroppsholdning og lett fremskutt posisjon på hodet. Han er selvstendig i hverdagen og mottar ingen offentlig hjelp.

Medisineres med Madopar (levadopa) depot to ganger daglig og fyller på med Madopar fem ganger daglig.

4.3.2 Deltaker B

Deltaker B er en mann på 74 år som har hatt PS siden 2017. Han har selvrapporterte utfordringer med gangtempo og balanse i forflytning som å reise seg fra stol. Han har opplevd noen fall det siste halvåret på grunn av snubletendens og redusert evne til å ta seg for. Bruker ingen hjelpemidler og er selvstendig i hverdagen. Han mottar ingen offentlig hjelp.

Deltakerens plager ble kartlagt under undersøkelsen som nedsatt tempo og rigiditet, samt usikkerhet i forflytning grunnet tidligere fall. Har et høyt tempo i bevegelse på oppfordring, men liten evne til å igangsette tempoet uten tydelige start-stopp signaler. Har ingen historikk eller klinisk bilde på FoG. Han har og endret oppreisthet med en fremoverlent kroppsholdning og manglende ekstensjon av knærne. I likhet med deltaker A har og deltaker B utfordringer med blodtrykk, men dette er godt regulert og deltakeren inkluderes da dette ikke ansees å være av alvorlig karakter. Deltaker B rapporterte og å ha lette svimmelhetsplager.

Medisineres med Madopar (levadopa) depot to ganger daglig og fyller på med Madopar fem ganger daglig.

4.4 Måling

Det ble gjennomført fire målinger på hver deltaker i forkant av intervensjonsperioden. Målingene ble gjort i løpet av en to-ukersperiode og ble gjort til samme tidspunkt på dagen hver gang. Tidspunktene for testingen ble satt til en halvtime etter tidspunktet medisinen ble tatt på. Dette for å sikre likest utgangspunkt med tanke på effekt av medisineringsen. Målingene ble utført i rekkefølgen: activity-specific balance confidence scale, mini-Best test, 10 meter gangtest og 6 minutters gangtest. Testen Timed-up-and-go ble registrert og utført som en egen del av mini-Best test.

De samme målingene ble gjort i den samme rekkefølgen en gang i uken til samme tid under intervensjonstiden. Dette resulterte i fire nye målinger. Under intervensjonsperioden ble måling gjennomført i forkant av økten. Etter intervensjonsperioden ble det testet fire nye målinger på samme måte som før intervensjonsperioden. Alle dagene testing ble utført ble det spurt i forkant om hendelser eller andre ting som kunne påvirke målingen for den aktuelle dagen.

Målinger under intervensjonen ble alltid gjort den første intervensjonsdagen for den uken.

Målingene ble utført ved Oppsalklinikken AS i Oslo, og ble gjennomført av meg som testleder.

4.4.1 Fysiske tester med måling på balanse

Mini-BEST test er en forenklet versjon av Balance Evaluation System Test (BEST test) (Leddy, Crowner & Earhart, 2011), og er hyppig brukt i kartlegging av balanse hos PmP (Keus et al., 2014). Mini-BEST inkluderer 16 av 36 oppgaver fra BEST test, og tar primært for seg dynamisk balanse i forskjellige utgangsstillinger. Mini-BEST tester dynamisk balanse gjennom gangfunksjoner som endring i hastighet, parallelle bevegelser under gange og gange med kognitive oppgaver. Testen inkluderer Timed up and go og Push & release test (Keus et al., 2014, s. 52). Timed up and go beskrives senere i kapitlet. Push & release test tester den reaktive posturale kontrollen til deltakeren ved å vurdere evnen til å innhente balansen i en stående stilling ved en rask endring i den posturale kontrollen (Keus et al., 2014, s. 53).

Testen består av 16 oppgaver fordelt på 14 punkter. To av punktene måler både evne på venstre og høyre side, som for eksempel tiden deltakeren klarer å stå på venstrefoten og så på høyrefoten. Hver oppgave bedømmes med et tallsystem fra 0 til 2 poeng, hvor 2 er det maksimale antallet poeng oppgaven kan scores (Keus et al., 2014, s. 52). En høy poengsum reflekterer en god balanseevne i den aktuelle oppgaven. Testen presenterer egne kriterier for hvordan poengsummene scores. Det maksimale antall poeng deltakeren kan score i testen er 28 poeng.

I denne studien ble den norske utgaven av mini-BEST test brukt (Hamre, Tangen, Botolfsen & Helbostad, 2013) (se vedlegg 4). Denne testen har blitt vurdert til å være like god som den internasjonale varianten (Hamre, Botolfsen, Tangen & Helbostad, 2017). Mini-BEST test har en høy test-retest reliabilitet (ICC 0.94) (Leddy et al., 2011). Testen har en utregnet standard målefeil på 1,99 poeng (Leddy et al., 2011).

King, Priest, Salarian, Pierce og Horak (2012) har anbefalt bruken av mini-BEST over Bergs Balanse test (BBS) da mini-BEST tester reaktiv postural kontroll og dynamisk gange i større grad og er noe mer sensitiv på balanseutfordringer enn BBS (89% mot 77%). Mini-BEST test har en moderat korrelasjon til Activity-specific balance confidence scale (ABC) for selvrapporing av egen trygghet og selvsikkerhet i balansetruende situasjoner (Leddy et al., 2011; McNeely, Duncan & Earhart, 2012). Det er en moderat korrelasjon mellom mini-BEST og Timed up and go test (Löfgren, Benka Wallén, Sorjonen, Conradsson & Franzén, 2017). Testen har et minstekrav til endring (MDC) på 5,52 poeng for å være klinisk signifikant (Leddy et al., 2011).

Timed up and go test (TUG) er en nyttig test for alle PmP da den undersøker balanse, gangfunksjon og evnen til å opprettholde en god kroppsposisjon under en funksjonell aktivitet (Keus et al., 2014, s. 51). TUG tester tiden det tar å reise seg fra en stol, gå frem og runde en kjele plassert tre meter unna stolen, og så gå tilbake til stolen og sette seg ned igjen. Dette gjør at testen ansees å være en rask og enkel måte å vurdere flere funksjoner (Keus et al., 2014, s. 52). TUG er inkludert i mini-BEST test og resultatene i denne studien på TUG prestasjon er hentet fra TUG-testen i mini-BEST. Testen ble utført i henhold til testprotokollen til mini-BEST testen. Dette betyr et enkelt forsøk og instruksjonen «*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*» (Hamre et al., 2013). Tiden ble tatt fra testperson sa «Gå» og til deltaker hadde satt seg ned igjen. Da den europeiske retningslinjen for fysioterapi til PS anser TUG som en balansetest (Keus et al., 2014), og ettersom den ble gjennomført etter protokollen til mini-BEST ansees TUG som et parameter for måling av balanse under gange i denne studien.

TUG test har en god test-retest reliabilitet på 0,80-0,85 ICC (Huang et al., 2011; Steffen & Seney, 2008) og svært god intrarater reliabilitet på 0,98 ICC (Bennie et al., 2003). TUG har en utregnet standard målingsfeil på 1,75 sekunder (Dal Bello-Haas, Klassen, Sheppard & Metcalfe, 2011).

4.4.2 Fysiske tester med måling på gangfunksjon

10 meter gangtest (10MGT) er en test som går på ganghastighet og steglengde (Keus et al., 2014, s. 54). Ganghastighet er viktig for PmP i å for eksempel krysse en gate. Det er og viktig for å unngå fall. En ganghastighet under 1,1 m/s ansees å føre en økt risiko for fall (Lindholm, Nilsson, Hansson & Hagell, 2018). Det finnes flere standardiserte versjoner av testen, som for eksempel om den inkluderer en akselerasjon og deselerasjonsfase, og om det går ti, åtte eller seks meter. Det er og forskjellig praksis i antall forsøk. Uavhengig av hvilken variant man går for er det ikke noen store forskjeller som veier for eller mot den ene eller andre (Lindholm et al., 2018).

10MGT brukt i studien ble utført etter protokollen til den europeiske retningslinjen til Keus et al. (2014) (se vedlegg 5) med tre forsøk hver på selvvalgt gangtempo og maksimalt gangtempo. Deltakerne gikk totalt 14 meter hvor de to første meterne var for akselerasjon og de to siste meterne for deselerasjon. Av de 14 meterne deltakerne gikk ble kun ti av disse meterne brukt for tidsmåling. Dette ble gjort for å sikre at tiden ikke ble påvirket av igangsettelse og stopp av

gangen. Det ble regnet ut en gjennomsnittstid og en gjennomsnitts steglengde for de tre forsøkene i selvvalgt gangtempo og maksimalt gangtempo. Testen resulterer i en ganghastighet mål i meter per sekund (m/s) og er valgfripå utregning av gjennomsnittlig steglengde. I denne studien ble steglengde inkludert.

I denne studien brukte ingen av deltakerne hjelpemidler under testen.

Testen er godt validert med høy test-retest reliabilitet for både selvvalgt og maksimalt tempo (Steffen & Seney, 2008) og ansees høyt reproduserbar for eldre PmP (Lang, Kassin, Devaney, Colon-Semenza & Joseph, 2016). 10MGT og det selvvalgte tempoet har en moderat korrelasjon med prestasjon på 6 minutters gangtest (Duncan et al., 2017).

6 minutters gangtest (6MGT) er ofte brukt for testing av gangdistanse for PmP (Keus et al., 2014). Testen måler fysisk kapasitet og utholdenhet samt evnen til å opprettholde gangfunksjon og posturale funksjoner over tid. Den måler hvor langt deltakeren går i løpet av seks minutter. Det finnes flere protokoller på testen, men i denne studien ble protokollen til FYSIOPRIM benyttet (se vedlegg 6). Her går deltakeren rundt to kjepler med en avstand på 15 meter mellom. Instruksjonen som ble gitt var at deltakeren skulle gå så langt som mulig på seks minutter som betyr at deltakeren måtte gå med et så høyt tempo de kunne under testen. Det ble og gitt instruksjoner om at det er lov å senke tempoet, og at det er lov å ta pauser om nødvendig. Det ble kun gitt verbal feedback på tid når det hadde gått to, tre og fire minutter og når det gjenstod 15 sekunder. Deltakeren fikk da beskjed «*når jeg sier stopp så blir du stående der du er*». Utover dette ble det ikke gitt noen form for oppmuntring eller annen verbal feedback. Det ble ikke målt puls eller tatt noen Borg-score.

6MGT har en høy reproduserbarhet for PmP (Steffen & Seney, 2008). Testen har en moderat korrelasjon til Activity-specific balance confidence scale (ABC) (Lohnes & Earhart, 2010). Testen har og en moderat korrelasjon til TUG (Kobayashi, Himuro & Takahashi, 2017).

4.4.3 Tester med måling på egenopplevd balanse

Activity-specific balance confidence scale (ABC) er et kjent brukt spørreskjema for å undersøke troen på egne ferdigheter for PmP (Dal Bello-Haas et al., 2011). Spørreskjemaet inneholder 16 situasjoner som graderes fra 0 (svært utrygg/usikker) til 10 (svært trygg/sikker) og etterspør hvor trygg eller sikker den som spørres er på å ikke miste balansen i de 16 situasjonene (vedlegg 3). Svarene utgjør en score som deles på 16 for å få et gjennomsnitt. I

studien ble deltakerne forklart graderingssystemet før spørsmålene. Gjennomsnittlig normativ data for ABC hos PmP er 73,6% (Mak, Pang & Mok, 2012).

ABC-testen har en svært høy reproduserbarhet for PmP (Dal Bello-Haas et al., 2011; Lohnes & Earhart, 2010). ABC har en sterk korrelasjon til mini-BEST test (Leddy et al., 2011), 6 minutters gangtest og Timed up and go (Lohnes & Earhart, 2010).

4.5 Intervensjon

Intervensjonen følger Mansfield, DePaul, et al. (2017) sin programmanual. Programmanualen til Mansfield, DePaul, et al. (2017) inneholder 12 treningsøkter med forskjellig overordnede oppgaver og fokusområder. De forskjellige overordnede fokusområdene er oppgaver mot: stabilitet; opprettholde en statisk understøttelsesflate og balanse; delvis mobilitet; oppgaver relatert til evnen til å kunne reagere ved å bevege føtter; mobilitet; oppgaver relatert til evnen til å flytte seg fra et punkt til et annet; og uforutsigbarhet; oppgaver relatert til evnen å kunne flytte seg fra et punkt til et annet punkt på en uforutsigbar måte. Treningsøkt en og to er økter med oppgaver mot stabilitet. Økt tre til seks er halv-mobile. Økt syv til ti er mobile, mens økt 11 og 12 er en kombinasjon av mobilitet og uforutsigbarhet.

Intervensjonen ble gjennomført ved Oppsalklinikken AS og ledet av fysioterapeut med kunnskap og erfaring med behandlingen perturbasjonsbasert balansetrening. Det ble satt av 60 minutter til hver økt. Hver økt bestod av oppvarming og intervensjon med ti øvelser hvor det ble gitt seks perturbasjoner per øvelse. Total ble det gitt 60 perturbasjoner i løpet av en økt. De øktene der målinger ble utført var uten oppvarming da seks minutters gangtest ble brukt som oppvarming. Den andre økten samme uke brukte ti minutter gange på mølle som oppvarming. Den ansvarlige fysioterapeuten gjorde nødvendige tilpasninger til intervensjonen etter anbefaling fra programprotokollen til Mansfield, DePaul, et al. (2017). Det ble gjennomført i alt åtte intervensjoner i løpet av fire uker. Deltaker A og B gjennomgikk samme intervensjonsprogram. Det ble gitt seks perturbasjoner per øvelse.

For å sikre en lik intensitet fra økt til økt ble et Polar H01 pulsarmbånd brukt til pulsmåling på venstre underarm. Denne ble koblet til med Polar Beat mobilapplikasjon. Intensiteten er av programmanualen anbefalt til å være mellom 60 til 100 i puls.

Deltakerne skulle forstå all annen intervensjon som ikke var nødvendig for liv og helse. Eksempler på nødvendig behandling er ved endring i hjerte eller kar-status eller reduksjon i allmenntilstand. Deltakerne skulle og holde seg mest mulig til den medisineringsplanen de hadde da de startet opp med testing.

4.5.1 Intervensjon Deltaker A

Deltaker A skulle trene økt 1 til 12 i behandlingsprotokollen til Mansfield, DePaul, et al. (2017). Ingen annen intervensjon ble gitt. Deltakeren skulle forstå fra annen ikke-nødvendig behandling og trening på egenhånd.

4.5.1 Intervensjon Deltaker B

Deltaker B skulle trene økt 1 til 12 i behandlingsprotokollen til Mansfield, DePaul, et al. (2017). Ingen annen intervensjon ble gitt. Deltakeren skulle i likhet med deltaker A forstå fra annen ikke-nødvendig behandling.

4.6 Statistikk og dataanalyse

Målingene og data er visuelt fremstilt i grafer og analyseres med «two SD band method». Analysen blir utført ved å regne ut et gjennomsnitt og standardavvik fra datamålingene i baselineperioden. Deretter blir det lagt regnet ut en øvre og nedre grense basert på to standardavvik fra hver side av gjennomsnittet. En statistisk signifikant endring blir vist i tabellen som minimum to påfølgende målepunkter utenfor to standardavvik fra gjennomsnittet (Lobo, Moeyaert, Baraldi Cunha & Babik, 2017).

4.7 Ethiske betraktninger

Ettersom studien omfatter eksperimentell behandling, ble det søkt godkjenning til gjennomførelse hos Regional Etisk Komite (REK). For å komme raskest mulig i gang med prosjektet ble søknad og prosjektskisse sendt til REK 8. juni 2021. Samtykkeerklæringen ble ferdigutarbeidet og levert samtidig. Prosjektet ble godkjent av REK 08. september 2021 (se vedlegg 1). Studien og samtykkeerklæringen er i tråd med Helsinkideklarasjonen ("World Medical Association Declaration of Helsinki: ethical principles for medical research involving human subjects," 2014).

Det ble gjort flere etiske overveielser for å sikre en etisk og trygg deltakelse i prosjektet. For å sikre deltakerne i studien fra store fall eller utrygghet ble deltakerne sikret med sikkerhetsseleer fra taket. For å sørge for at deltakelse ikke ble en for stor påkjenning på deltakerne ble det kun benyttet 12 målepunkter for testing. Nedsatt kognitiv evne var et eksklusjonskriterium for deltakelse i studien. Det ble ikke gjort noen omfattende kognitiv vurdering av deltakerne i forkant, men vurdert på generelt inntrykk. Dette ble gjort gjennom gjennomføring spørsmålsrunder for å sikre at deltakerne forstod hva deltakelsen innebar og formålet med deltakelsen. Det ble og gjort vurderinger for eventuelle medisinske helsetilstander som ville gjort deltakeren(e) uaktuelle for deltakelse.

Deltakelse i denne studien innebar og at deltakeren skulle avstå fra all annen behandling og trening som ikke var av vesentlig helsemessige årsaker. Deltakeren ble i prinsippet nektet å trene på egenhånd, behandling hos fysioterapeut eller rehabilitering parallelt med deltakelse i studien.

For studien har det vært viktig å vektlegge en trygg og anonymisert lagring av data, og datalagringen ble gjort etisk forsvarlig med lagring av anonymisert informasjon i Tjeneste for Sensitive Data (TSD).

Deltakerne mottok et samtykkeerklæringsskjema (se vedlegg 2) sammen med spørsmål om deltakelse. Det ble gitt god betenkningstid til å lese gjennom skjemaet, og eventuelt stille spørsmål, før de takket ja. Det var jeg som leder av testingen og rekrutteringen som spurte deltakerne, men gjorde det veldig klart for de som ble spurt at de hadde mulighet til å takke nei uten å oppgi grunn. Deltakelse i prosjektet var gratis og frivillig, og deltakerne kunne når som helst trekke seg ved å gi beskjed muntlig eller skriftlig til prosjektleder (veileder) eller tester (meg). Det ble informert om at treningsformen med balansetrening kan gjøre at de mister balansen og at dette kan medføre ubehagelige opplevelser. Deltakerne ble og spurt hvordan treningen oppleves. Dette ble gjort for å kunne ta de ut av prosjektet om det ble opplevd ubehagelig eller hadde for stor påkjenning.

5 Resultater

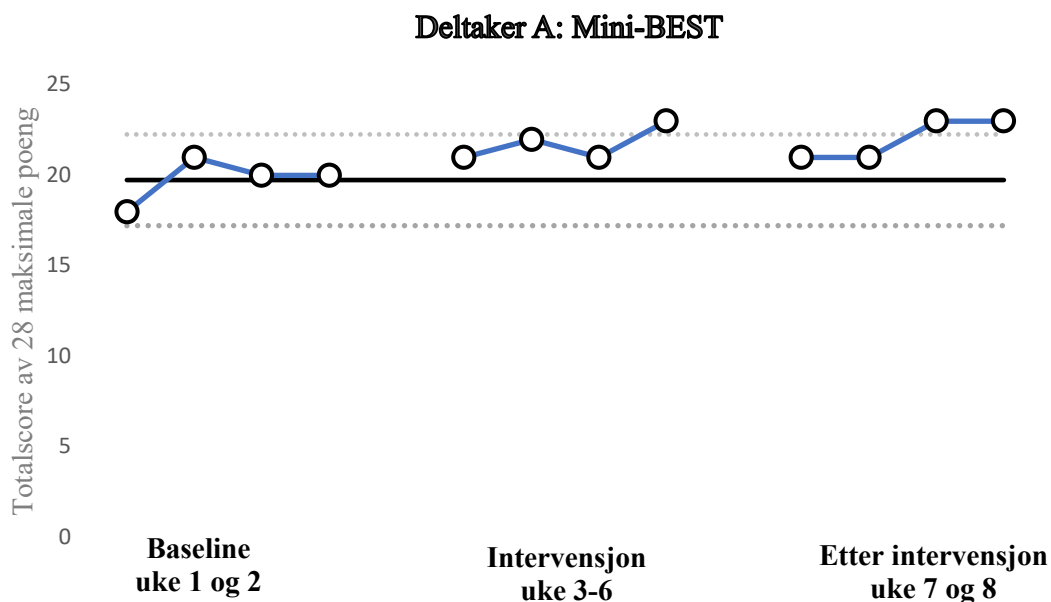
Deltaker A gjennomføre alle de åtte første øktene av programmanualen. Treningsoppgavene bestod av oppgaver innenfor stabilitet, delvis mobilitet og mobilitet. Det ble ikke gjort tilpasninger til opprinnelig programmanual for øktene. Deltaker A hadde en gjennomsnittspuls

på 91 ± 4 slag i minuttet og en makspuls på $99,3 \pm 8,4$ slag i minuttet i treningen under intervensjonsperioden.

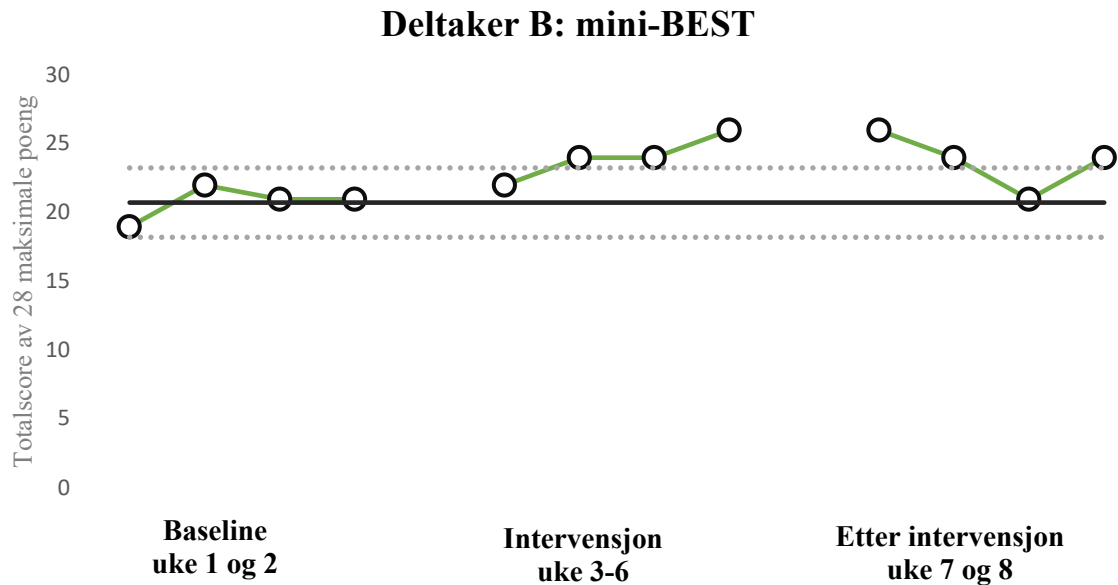
Deltaker B gjennomførte alle de åtte første øktene, som deltaker A, og de samme oppgavene. Deltaker B måtte flytte på to treningsøkter. Den ene økten ble flyttet på som følge av en akuttinnleggelse etter en rutineblodprøve. Under sykehusoppholdet ble det konkludert at det ikke feilet pasienten noe nytt eller akutt, og pasienten ble utskrevet samme dag og klarert for trening. Økten ble flyttet til dagen etter. Den andre økten måtte flyttes som følge av en begravelse til nær relasjon. Deltaker B hadde en gjennomsnittspuls på $94,4 \pm 8$ slag i minuttet og en makspuls på $109,9 \pm 11,2$ slag i minuttet under intervensjonsperioden.

Av uforutsette hendelser hadde deltaker A et fall mellom testpunkt en og to, seks og syv og ti og 11. Deltaker B hadde fall mellom testpunkt fem og seks, seks og syv og hadde sykehusinnleggelsen mellom syv og åtte. Deltaker B hadde og en episode med akutt lyskestrekk under testing av 10-meter gangtest under testpunkt 2.

5.1 Balanse: Mini-BEST Test



Figur 1: Visuell fremstilling av datamålinger knyttet til mini-BEST scoring for deltaker A.



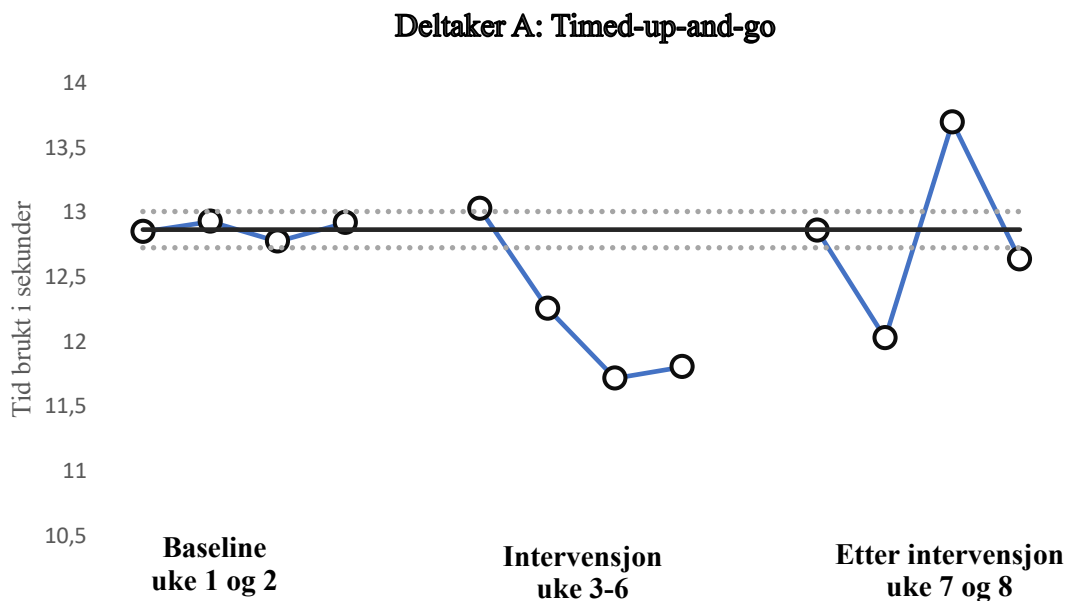
Figur 2: Visuell fremstilling av datamålinger knyttet til mini-BEST scoring for deltaker B.

Deltaker A har hatt en vesentlig endring i mini-BEST med to påfølgende målepunkter utenfor + 2 SD. Deltakeren hadde en stigende trend til bedret balanse med gjennomføring av intervensjonen. Deltakeren hadde en siste måling under intervensjonen utenfor 2 SD. Dog er ikke endringen signifikant før de to siste punktene da disse er påfølgende. Variasjonsbredden i baseline for deltaker A er 3 poeng.

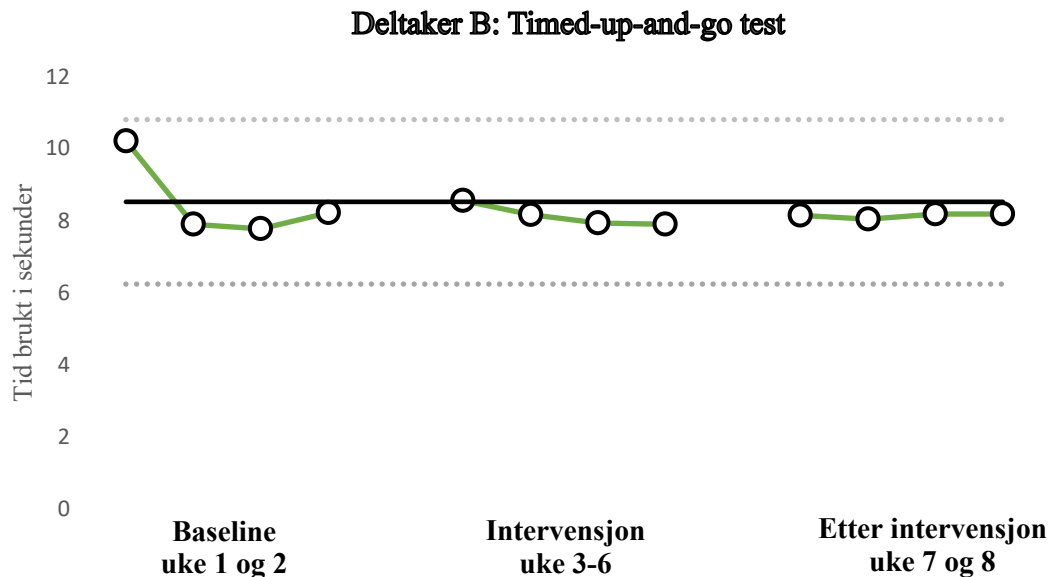
Deltaker B hadde en signifikant bedring av testscore under og etter intervensjonen med fem påfølgende målepunkter utenfor 2 SD. Variasjonsbredden i baseline for deltaker B er og 3 poeng.

Deltaker A viste en stigende prestasjon fra intervensjonen som vedvarte til siste testpunkt. Deltaker B hadde en stigende prestasjon fra intervensjonen ble startet, men prestasjonen sank noe mot slutten av perioden etter intervensjonen.

5.2 Balanse og hastighet: Timed Up And Go og 10 Meter Gangtest



Figur 3: Visuell fremstilling av datamålinger knyttet til Timed-up-and-go scoring for deltaker A.



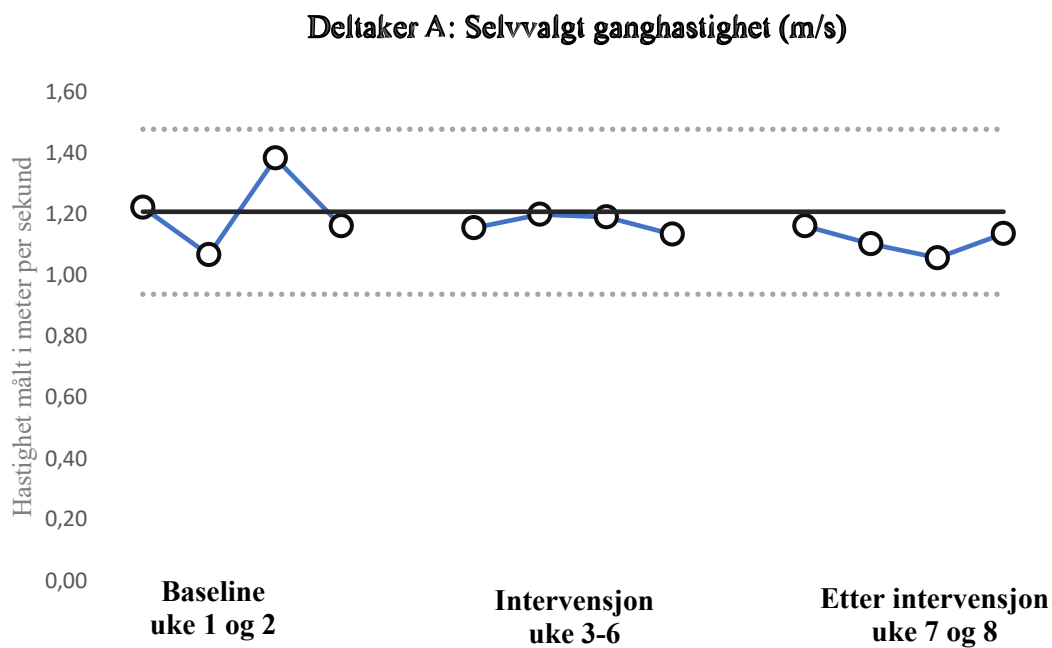
Figur 4: Visuell fremstilling av datamålinger knyttet til Timed-up-and-go scoring for deltaker B.

Deltaker A hadde en signifikant endring på TUG med raskere tempo i testen fra intervensjonsstart med tre punkter mer enn 2SD unna snittet. Etter intervensjonen hadde deltakeren to påfølgende punkter utenfor 2 SD, men på hver side av snittet som viser at

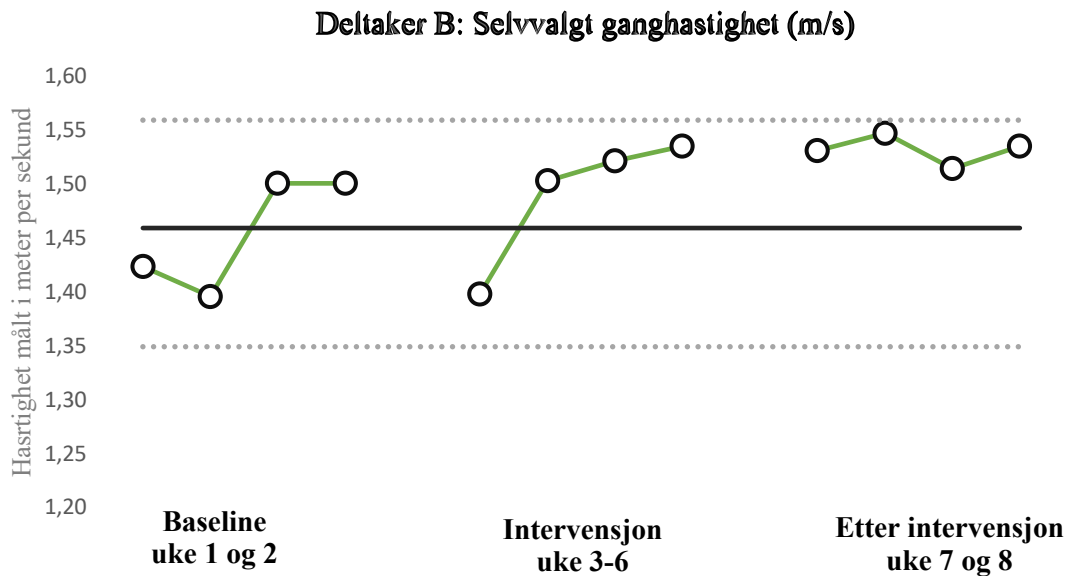
deltakeren ble både raskere og tregere. Deltaker A har en variasjonsbredde i baseline-resultatene på 0,15 sekunder.

Deltaker B hadde et stort sprik mellom første og andre testpunkt, og fikk dermed et større avvik. Testprestasjonene har holdt seg stabilt rundt snittet. De rapporterte endringene er ikke store nok til å vise effekt. Deltaker B har en variasjonsbredde under baseline-resultatene på 2,44 sekunder.

Det er verdt å nevne at grafen til deltaker A starter på 10,5 sekunder og dette gjør at prestasjonene ser større ut enn hos deltaker B hvor grafen starter på 0 sekunder.



Figur 5: Visuell fremstilling av datamålinger knyttet til selvvalgt ganghastighet under 10 meter gangtest for deltaker A.

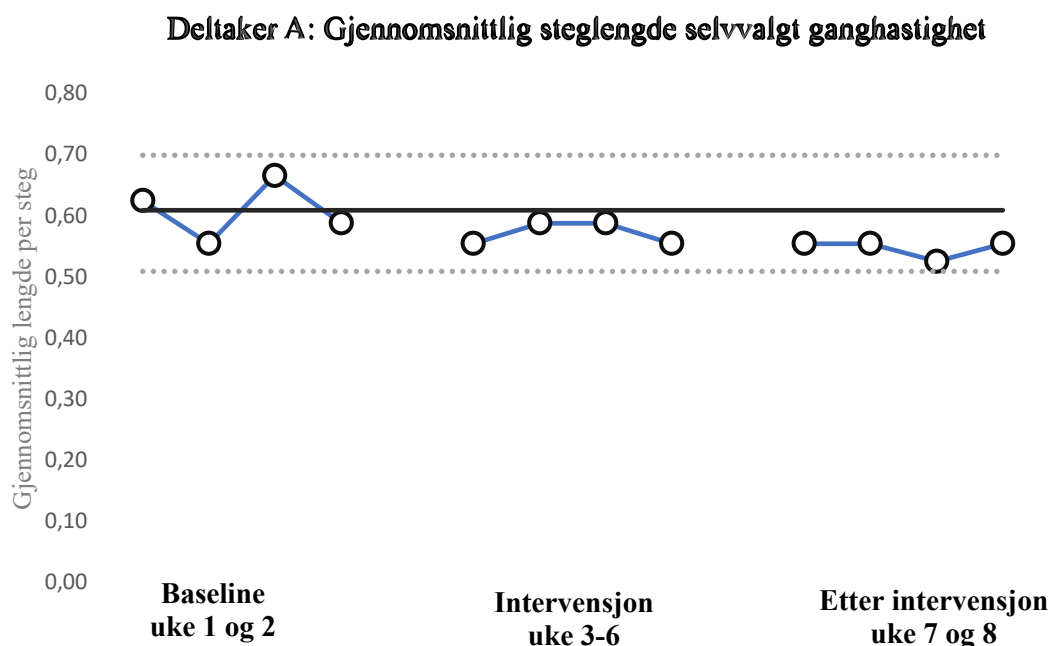


Figur 6: Visuell fremstilling av datamålinger knyttet til selvvalgt ganghastighet under 10 meter gangtest for deltaker B.

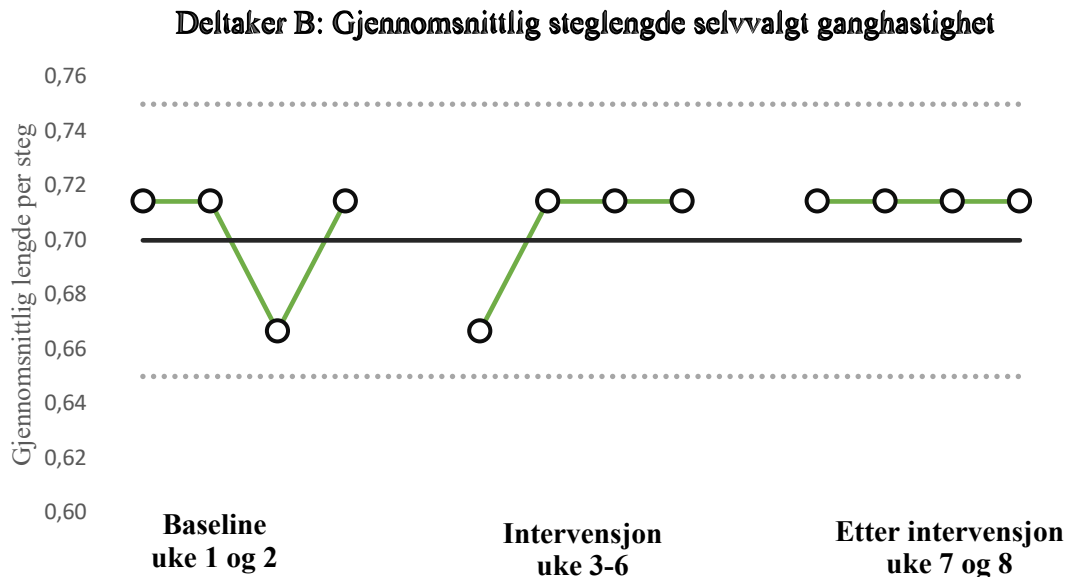
Deltaker A hadde store variasjoner i ganghastighet under baseline-testing som medførte store avvik. Variasjonsbredden her er på 0,32 meter per sekund. Prestasjonene i selvvalgt ganghastighet har vist en trend med et tregere gangtempo under og etter intervensjonen.

Deltaker B hadde og varierte testpunkter under baselinetestingen, men viser en trend med økende ganghastighet i selvvalgt tempo som vedvarer etter intervensjonen. Dog er dette ikke av statistisk signifikans. Variasjonsbredden i baseline-resultatene er 0,10 meter per sekund.

Her er det og forskjeller i starten på grafene slik at avstanden og målingene ser visuelt større ut hos deltaker B enn hos deltaker A.



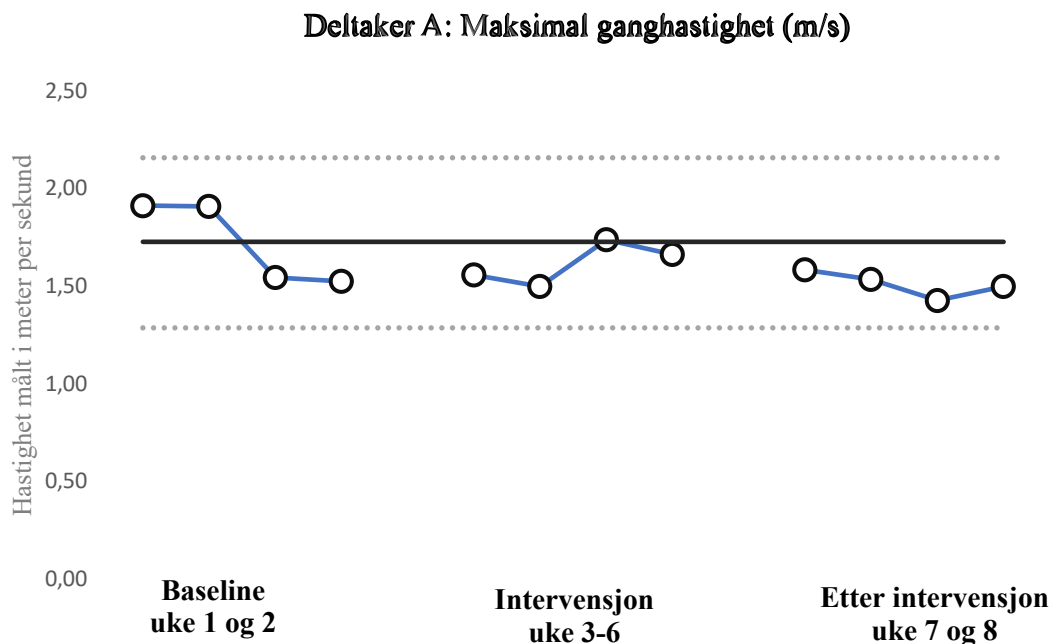
Figur 7: Visuell fremstilling av datamålinger knyttet til gjennomsnittlig steglengde i selvvalgt gangtempo under 10 meter gangtest for deltaker A.



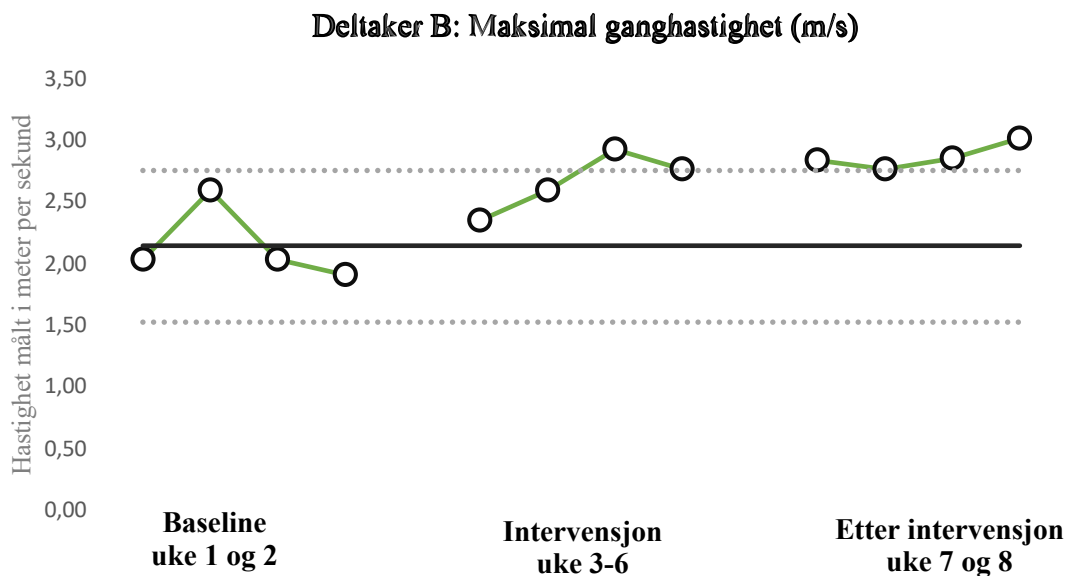
Figur 8: Visuell fremstilling av datamålinger knyttet til gjennomsnittlig steglengde i selvvalgt gangtempo under 10 meter gangtest for deltaker B.

Deltaker A har hatt en varierende steglengde i selvvalgt tempo. Variasjonsbredden i baseline-resultatene er 0,11 meter per steg. Deltaker A har til tross for manglende statistisk signifikant endring en mer jevnere prestasjon av steglengde under og etter intervensjonen.

Deltaker B har med unntak av to punkter en helt lik prestasjon i steglengde. Prestasjonen er ikke statistisk signifikant. Det ene punktet ved tredje måling skaper et avvik av større grad. Variasjonsbredden under baseline-resultatene er på 0,04 meter per steg.



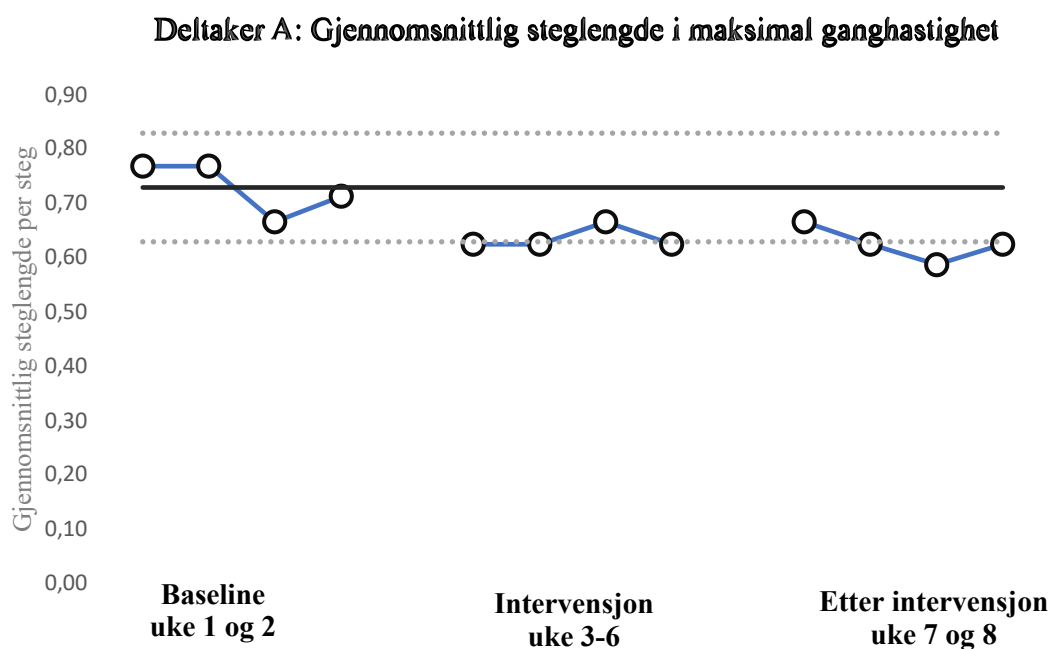
Figur 9: Visuell fremstilling av datamålinger knyttet til hastighet i maksimalt gangtempo under 10 meter gangtest for deltaker A.



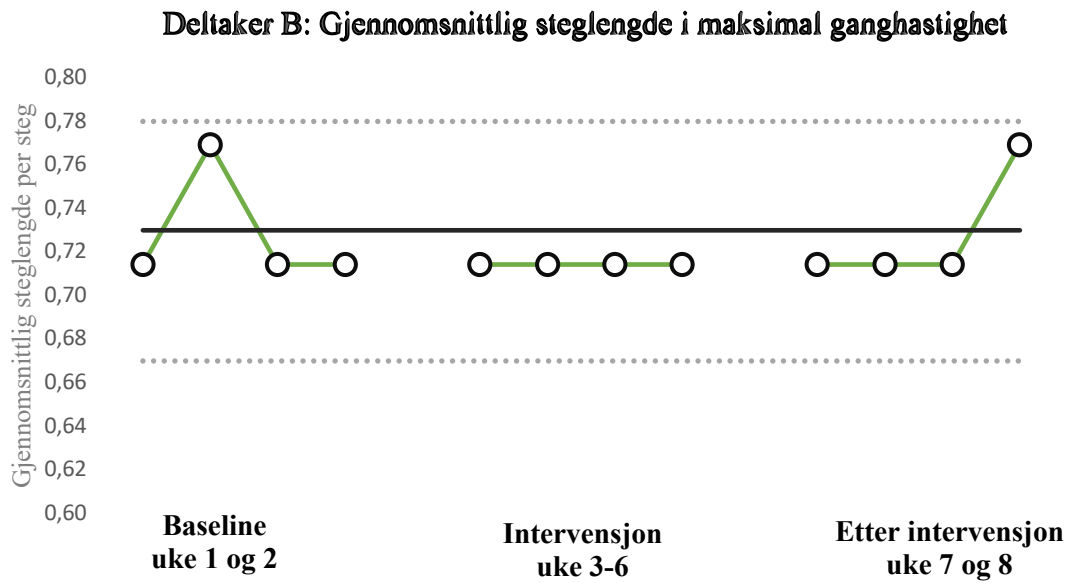
Figur 10: Visuell fremstilling av datamålinger knyttet til hastighet i maksimalt gangtempo under 10 meter gangtest for deltaker B.

Deltaker A hadde ingen statistisk signifikant endring i maksimalt gangtempo. Han viser dog en utvikling med nedgående trend og tregere maksimalt gangtempo halvveis i baseline og gjennom intervensjonen og testperioden etter intervensjonen. Variasjonsbredden i resultatene under baseline-testingen er på 0,39 meter per sekund.

Deltaker B har en statistisk signifikant endring med seks målepunkter over 2 SD og har dermed bedret sin maksimale ganghastighet. Variasjonsbredden under baseline-testingen er på 0,69 meter per sekund.



Figur 11: Visuell fremstilling av datamålinger knyttet til gjennomsnittlig steglengde per steg i maksimalt gangtempo under 10 meter gangtest for deltaker A.

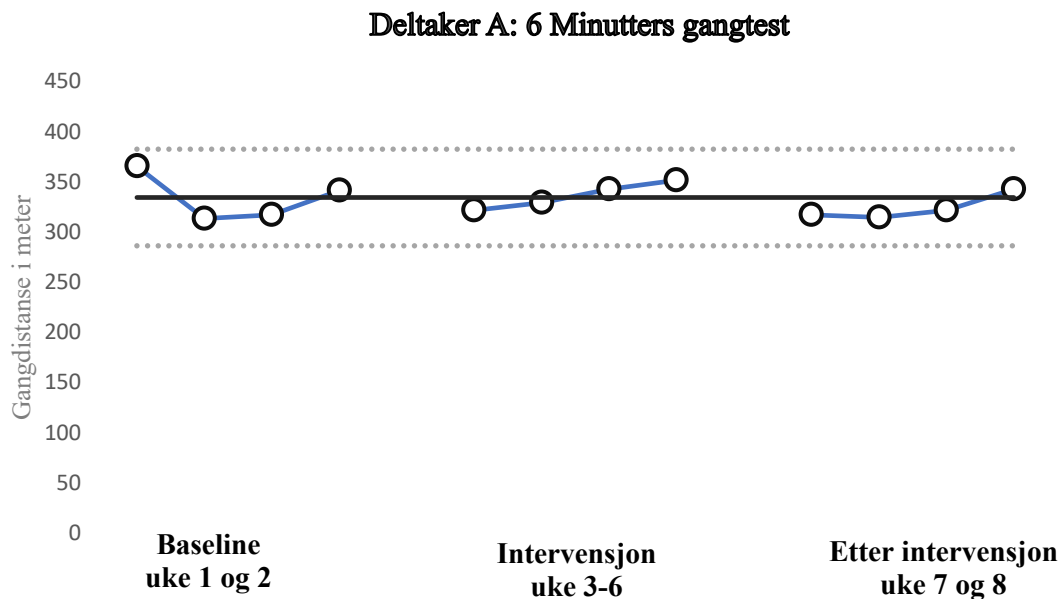


Figur 12: Visuell fremstilling av datamålinger knyttet til gjennomsnittlig steglengde per steg i maksimalt gangtempo under 10 meter gangtest for deltaker B.

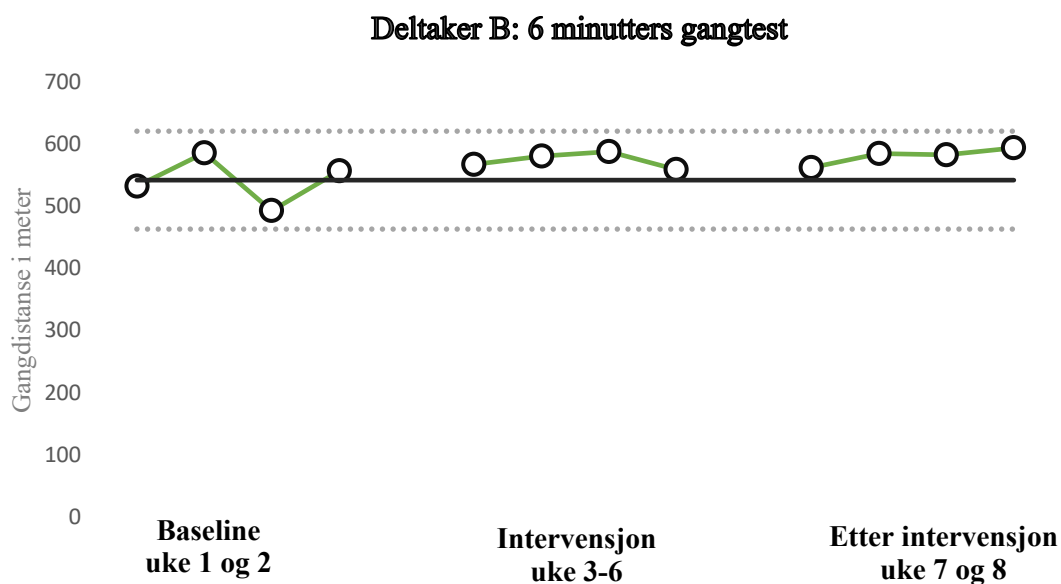
Deltaker A har under testing etter intervensjonen en statistisk signifikant forverret steglengde med to målepunkter under 2 SD fra snittet. Deltakeren har fått kortere steglengde. Variasjonsbredden under baseline-resultatene er 0,10 meter per steg.

Deltaker B har, med unntak av to testpunkter med lengre steg, en lik steglengde. Ingen statistisk signifikant endring av steglengde i maksimalt gangtempo. Variasjonsbredden under baseline-testingen er 0,06 meter per steg.

5.3 Gangdistanse: 6 minutters gangtest



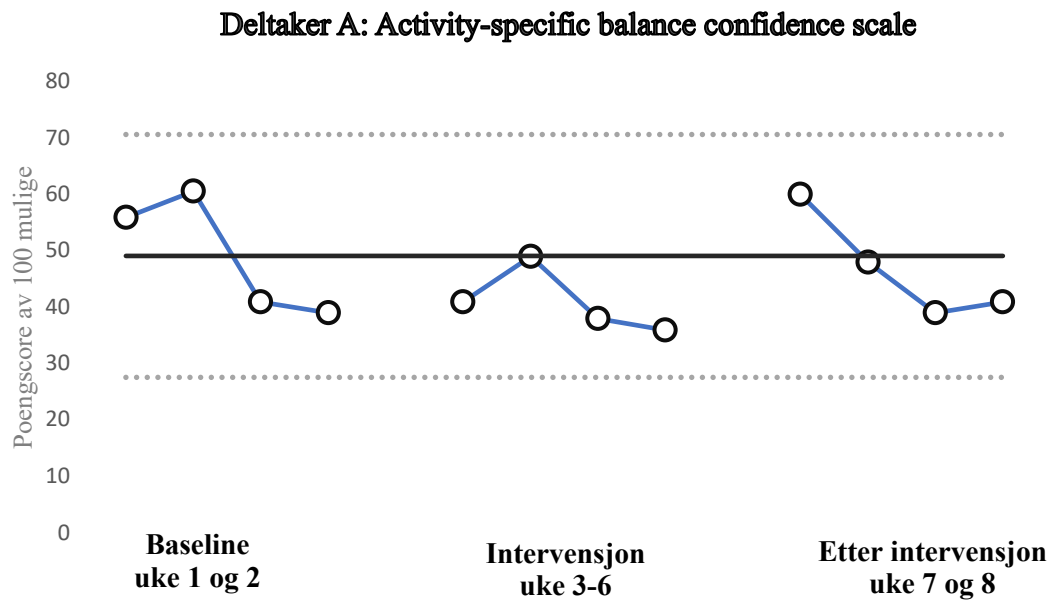
Figur 13: Visuell fremstilling av målinger knyttet til gangdistanse i 6 minutters gangtest for deltaker A.



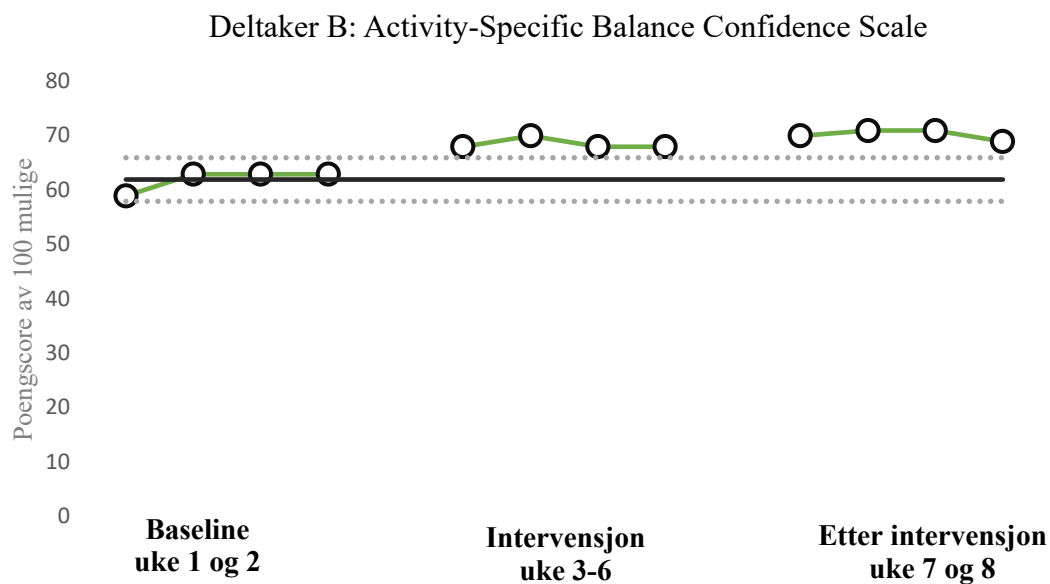
Figur 14: Visuell fremstilling av målinger knyttet til gangdistanse i 6 minutters gangtest for deltaker B.

Hverken deltaker A eller deltaker B hadde en statistisk signifikant bedring av gangdistanse, men begge to viser en trend på mer stabile og lett økende prestasjoner. For deltaker A er variasjonsbredden i baseline-testingen på 52 meter og for deltaker B er den 93 meter.

5.4 Egenopplevd balanse: Activity-specific Balance Confidence Scale



Figur 15: Visuell fremstilling av målinger på Activity-specific balance confidence scale for deltaker A.



Figur 16: Visuell fremstilling av målinger på Activity-specific balance confidence scale for deltaker B.

Deltaker A hadde store variasjoner under baseline og derfor større avvik. Variasjonsbredden under baseline-resultatene er på 21,6 poeng. Deltakeren viser en nedadgående trend med lavere totalscore og mindre tro på egne ferdigheter gjennom intervensjonen og etter intervensjonen.

Deltaker B hadde en statistisk signifikant bedring i tro på egne ferdigheter med samtlige målepunkter etter baseline utenfor 2 SD. Deltakeren føler seg da mer trygg i balansetruende situasjoner som etterspørres i ABC. Variasjonsbredden under baseline-resultatene til deltaker B er på 4 poeng.

6 Diskusjon

6.1 Oppsummering av resultater

Denne studien har forsket på om perturbasjonsbasert balansetrening påvirker gangfunksjon som steglengde, hastighet og avstand, og balanse hos PmP. Et av funnene i dette prosjektet er bedret balansen med forbedret mini-BEST score av statistisk signifikant endring hos begge deltakerne etter intervensjonen. Denne bedringen samsvarte med økt trygghet og selvtillit målt med ABC hos deltaker B, men samsvarte ikke hos deltaker A da han opplever redusert tro på egen balanse. Ingen av deltakerne hadde en vesentlig endring i gangdistanse under 6 minutters gangtest. Deltakerne har en redusert variasjonsbredde i prestasjoner under og etter intervensjon, men ingen endring i gangdistanse av vesentlig endring. Deltaker A har ingen vesentlige endringer i gangtempo eller steglengde under 10MGT, men har en signifikant endring i TUG. Deltaker B har forbedret sitt maksimale gangtempo med raskere ganghastighet. Begge deltakerne har i flere av måleverktøyene vist en bedring gjennom mindre variasjonsbredde og en økende resultater, spesielt under 6 minutters gangtest.

6.2 Sammenligning av funn mot andre studier

Ingen studier har testet ut effekten av «Toronto perturbation-based balance training» på PS, men flere studier har forsket på effekten av forskjellige perturbasjoner i trening som for eksempel på tredemølle (Martelli et al., 2017), balansetrening (Smania et al., 2010) og sammensatt trening (Silva-Batista et al., 2018).

En studie av Protas et al. (2005) sammenlignet fallfrekvens og gangfunksjon hos en gruppe med Parkinson pasienter som mottok reaktiv balansetrening og gangtrening på tredemølle mot en gruppe som ikke mottok noen trening. Den gruppen som mottok gangtrening på mølle, fikk trening med forskjellige perturbasjoner i forskjellige retninger parallelt som de gikk. Denne gruppen viste å ha mindre fall, bedret gangfunksjon og bedret dynamisk balanse. Studien i oppgaven viser lignende funn som de i Protas et al. (2005) rapporterer. Smania et al. (2010)

sammenlignet perturbasjonsbasert balansetrening med trening på tredemølle og perturbasjoner gitt under mølletreningen mot en kontrollgruppe som ikke mottok noen spesifikk trening på balanse. Studien viser til en bedring av selvopplevde ferdigheter gjennom en økning i ABC score fra 54,3 til 62,3 etter en måned for gruppen som mottok trening og 41,80 til 40,85 i kontrollgruppen. Studiens intervensjonsgruppe mottok treningsøvelser for utfordring av balanse i både stående og i bevegelse sammen med perturbasjoner. Studien konkluderer med at perturbasjonsbasert balansetrening kan bedre balansen og selvopplevd balanse, og skape nye og bedre reaktive balansestrategier for å motvirke fall. Denne studien her fant i likhet med Smania et al. (2010) en økning i ABC score for deltaker B etter PBT. Deltaker A hadde ikke denne samme effekten. Shen og Mak (2015) viser og lignende resultater i sin studie på balanse og gangtrening, og stegtrening med perturbasjoner. Studien inkluderte 18 PmP i intervensjonsgruppen og 17 i kontrollgruppen. Kontrollgruppen mottok styrketrening og studien fant ut at perturbasjonsbasert balansetrening er mer effektiv på balanse, enn styrketrening, ved å redusere responstid på kompensatoriske bevegelser for å motvirke fall. Studien i denne masteroppgaven er sammenlignbar med studiene til Shen og Mak (2015) og Smania et al. (2010) da de alle måler postural kontroll og rapporterer bedret postural kontroll, og reaksjonstid etter perturbasjonsbasert trening.

Studiene til Protas et al. (2005), Smania et al. (2010) og Shen og Mak (2015) hadde en høyere intensitet i sine studier enn denne oppgavens studie. De hadde høyere hyppighet per uke med 2-4 økter per uke og flere økter. Funnene i denne studien er like de Protas et al. (2005), Smania et al. (2010) og Shen og Mak (2015) rapporterer, og kunne kanskje vært enda likere om de opprinnelige 12 planlagte øktene hadde blitt gjennomført eller trening på tredemølle var implementert slik Protas et al. (2005) og Smania et al. (2010) hadde.

Perturbasjonsbasert balansetrening brukt i denne oppgaven inkluderer dual task (DT) oppgaver, og en studie av De Freitas et al. (2020) har sett at DT trening kan ha positiv påvirkning på ganghastighet og steglengde. Kadens er rapportert til å være uendret. Effekten av DT på balanse har vist seg å være positiv med bedring av mini-BEST score etter perturbasjonsbasert balansetrening. Begge deltakere i denne studier viser bedring i mini-BEST etter intervensjonen. Det var kun deltaker B som hadde en bedret ganghastighet i sitt maksimale gangtempo, mens deltaker A hadde en reduksjon av gangtempo i maksimalt gangtempo. En annen studie med 56 PmP utført av de Souza Fortaleza et al. (2017) viser bedring av gangfunksjon og reduksjon av FoG med DT trening. Studien viser og bedret balanse gjennom mindre postural svai.

En nylig publisert systematisk oversikt oppsummerer at perturbasjonsbasert balansetrening kan være et fungerende og spennende behandlingstiltak for PmP med bedret postural kontroll og gangfunksjon som effekt (Coelho et al., 2022).

Denne studien omfatter PBT i forskjellige situasjoner og utgangsstillinger, og inkluderer flere prinsipper fra de forskjellige studiene over. Studien har funn på bedring av postural kontroll ved oppgavespesifikk reaktiv trening i statiske posisjoner, i forflytning og i gange, og kombineres ved flere tilfeller med DT oppgaver. Det kan tyde på at standardisert PBT med varierte oppgaver kan resultere i flere av de samme funnene fra andre studiene. PBT i denne studien inneholder for eksempel stegtrening opp på kasser for å simulere trapper eller fortauskanter, noe flere av de andre testene ikke inkluderer.

6.3 Forklaring av resultatene

6.3.1 Balanse

For å kartlegge balansefunksjon bruker vi tallene fra mini-BEST og TUG. Deltaker A hadde en gjennomsnittscore under baseline på 19,75 poeng. King et al. (2012) har angitt at en mini-BEST score < 21 poeng skiller PmP med nedsatt postural kontroll fra de med god postural kontroll. Under baselinetestingen har deltaker A en snittscore på 19,75 og med denne gjennomsnittscoren vil han falle inn under beskrivelsen med påvirket og nedsatt postural kontroll. Samtidig kan hans mini-BEST score tyde på at han er i en risikosone for gjentakende fall basert på Mak og Auyeung (2013) sin grense på < 19 poeng for gjentakende fall. Underveis i intervensjonen og i post-intervensjonsfasen bedres totalscoren til deltakeren og scorene går fra å være på 21 poeng eller over. Det er derfor sannsynlig at han har en bedret postural kontroll og en bedret reaktiv kontroll.

Deltaker A hadde en variasjonsbredde på 3 poeng på mini-BEST skala. En stor variasjonsbredde gir et stort avvik og derfor må det bedre resultater til for å kunne kalle endringen statistisk signifikant. Deltakeren har tre punkter som ender utenfor $+ 2SD$ avviket. To av disse målingene er påfølgende, og endringen kan derfor kalles statistisk signifikant. Deltakeren viser en jevnere og mer stabil prestasjon gjennom intervensjonsperioden og post-intervensjon. Mini-BEST er en samletest som gir en totalscore av oppgaver som statisk, reaktiv, antisipatorisk og dynamisk balanse, men i all hovedsak dynamisk balanse (Leddy et al., 2011).

Resultatet sier på ingen måte noe om hva pasienten har scoret bedre på. Leddy et al. (2011) forteller at standard målefeil for mini-BEST test på personer med Parkinson er på 1,99 poeng. Ettersom endringen til deltaker A kun er ett poeng over avviket kan det være tilfeldigheter og målefeil som har gitt den signifikante endringen. Målefeil kan og gi en lavere totalscore og ikke nødvendigvis bare en høyere score. Pasienten selv har rapportert at balansen oppleves dårligere gjennom en synkende ABC poengsum. ABC har som kjent en sterk korrelasjonsverdi til både mini-BEST og TUG (Leddy et al., 2011; Lohnes & Earhart, 2010). Ettersom intervensjonen inneholder trening på mye av de samme funksjonene som mini-BEST tester så kan dette styrke argumentasjonen på at intervensjonen har hatt positiv effekt på balansen til deltaker A. Mini-BEST har og en høy reproduksjonsbarhet (Leddy et al., 2011) og en målefeil på 1,99 per målepunkt er nokså usannsynlig. Deltaker A har ingen klinisk signifikant endring da forskjellene er under 5,59 som er MDC for å kalle det klinisk signifikant (Leddy et al., 2011). Ettersom endringene er av lavere score enn MDC kan ikke resultatene skilles fra målefeil eller tilfeldigheter (Steffen & Seney, 2008). Svakheten ved å bruke dette tallet er å avgjøre hvilke målepunkter som skal stå for beregning. Skal det vurderes ut fra gjennomsnittet til baseline og et eventuelt gjennomsnitt fra intervensjonsperioden og post-intervensjonsperioden eller skal det måles fra det laveste testpunktet i baseline til det høyeste målepunktet etter baseline. Bruken av måleverktøyt med god test-retest reliabilitet kan være vel så nyttig i effektvurderingen av en intervensjon (Steffen & Seney, 2008).

For TUG-testen har deltaker A bedret sin tid under intervensjonsperioden med tre påfølgende målepunkter mer enn to standardavvik under gjennomsnittet på 12,87 sekunder. Selv om TUG test har en standard målefeil på 1,75 sekunder (Dal Bello-Haas et al., 2011) er det trolig lite sannsynlig at dette skyldes målefeil og ikke en reell endring. Dette argumenteres med at den endringen deltakeren har hatt i TUG forsvinner etter intervensjonen. Deltakeren har hatt en kortvarig effekt av intervensjonen på TUG. Endringen i TUG under intervensjonsperioden kan tyde på at deltakeren er raskere til å initiere og koble sammen flere aktiviteter som følge av intervensjonen. Et annet interessant funn er at deltakeren har tre punkter i post-intervensjonsperioden som er mer enn to standardavvik fra gjennomsnittet, men det midterste punktet er på andre siden av gjennomsnittet, altså tregere resultat, enn de to andre. Deltakeren hadde et fall mellom periodene, og den dårligere prestasjonen henger kanskje sammen med en lavere poengscore fra ABC og lavere score på 10MGT med kortere steg og tregere ganghastighet. Samtidig er denne TUG-testen tatt i en mini-BEST testrunde som viser statistisk signifikant bedring.

Deltaker B hadde derimot en tydeligere og bedre effekt av intervensjonen på testingen av mini-BEST. Deltakeren har seks punkter mer en 2 SD fra gjennomsnittet fra baseline, hvor fem av punktene er påfølgende hverandre. To sammenhengende punkter i overgangen mellom intervensjonsperioden og post-intervensjonsperioden er mer enn 1,99 poeng over to standardavvik. Det kan derfor tyde på at den statistiske signifikante endringen er reell og at den ikke skyldes målefeil eller tilfeldigheter (Steffen & Seney, 2008). Deltaker B har og under 21 i gjennomsnittscore og har i likhet med deltaker A en endret postural kontroll, men er ikke en gjentakende faller. Deltaker B har og en økende ABC score og den endringen deltaker B har er sannsynligvis på grunn av intervensjonen som er gitt. Det kan derfor argumenteres at intervensjonen har hatt positiv påvirkning på deltaker B sin balanse. Deltakeren scorer og 26 poeng og får nesten full score på testen ved flere anledninger. Om vi ser på MDC på 5,52 er deltaker B 0,27 poeng bak å ha en klinisk signifikant ved utregning fra gjennomsnittet til baseline. Om vurderingen skjer fra det laveste punktet under baseline og det høyeste punktet etter baseline har deltakeren en endring større enn MDC for klinisk signifikant endring og dermed kan man argumentere for at intervensjonen har hatt effekt. Deltaker B scorer og såpass bra på noen av testpunktene at endringen aldri kunne møtt kravet til minimumsendring da takeffekten ville vært nådd om han scoret 28 poeng. Samtidig er det lite realistisk at en person på 74 år ville oppnådd en totalscore på 28 av 28 poeng.

Deltaker B hadde ingen statistisk signifikant endring i TUG-test. Deltakeren har svært jevne prestasjoner og målinger med unntak av de første målingene. Prestasjonene er så jevne at selv på tross av et sprikende og variasjonsbredde på 2,44 sekunder, ville det trolig ikke vært noen statistisk signifikant endring ved en lavere variasjonsbredde. Deltaker A sine målinger i mini-BEST er stigende fra intervensjonen startet og til post-intervensjon perioden sluttet. Dette kan tyde på at deltaker A muligens har en mer langvarig effekt av intervensjonen enn deltaker B som har synkende resultater etter at intervensjonen stoppet opp.

Med tanke på verdien på MDC kan muligens deltakerne være for spreke for intervensjonen eller så kan testen være dårlig på å fange opp endring. En MDC på 5,52 poeng i mini-BEST når utgangspunktet er gjennomsnittscore på 19,75 for deltaker A og 20,75 for deltaker B er ganske stor endring og ikke nødvendigvis oppnåelig med tanke på alder og diagnose. For en PmP er normert data på testprestasjon under TUG regnet ut til et gjennomsnitt på 14,8 sekunder i en studie (Brusse, Zimdars, Zalewski & Steffen, 2005) og 10,6 i en annen (Dal Bello-Haas et al.,

2011). Deltaker A ligger imellom disse tallene med et gjennomsnitt fra baseline på 12,87 og representerer kanskje en mer «gjennomsnittlig» PmP enn Deltaker B som har et snitt på 8,54 sekunder. TUG har en MDC som varierer veldig fra 3,54 (Huang et al., 2011) til 11 sekunder (Steffen & Seney, 2008). Hverken deltaker A eller B har endringer i tid større enn 3,54 sekunder. For Deltaker B ville en prestasjon med bedring av tiden på 3,54 sekunder være urealistisk da han scorer vesentlig bedre enn den normative prestasjonen for PS. Deltaker A sin endring på 1,15 sekunder på det beste er heller ikke nok til å kunne skille utfallet fra målefeil. Da tabellene for TUG starter på forskjellige sifre ser endringen hos A større ut enn hos B, men ved utregning har deltaker B en større bedring fra første til andre måling, med endring på 2,44 sekunder, enn den forskjellen deltaker A har på 1,72 sekunder.

Når det gjelder mini-BEST test så forklarer ikke totalscoren noe om hva deltakerne har blitt bedre på. I vedlegget (se vedlegg 7) med oversikt over datainnsamlingen er det blitt gjennomført en analyse av de fire underkategoriene i mini-BEST ved å bruke 2 SD metoden, slik brukt ellers i studien. For deltaker A er det statistisk signifikante bedringer av antisipatorisk kontroll (to påfølgende målingspunkter over 2 SD) og reaktiv postural kontroll (tre påfølgende målingspunkter over 2 SD), men ingen påvisbar statistisk signifikant endring i hverken sensorisk orientering eller dynamisk gange. Det kan derfor tyde på at PBT har hatt positiv virkning på evnen til å finne og opprettholde balansen, og bedret deltakerens reaktive kontroll ved å bruke færre steg for å gjenvinne balansen. Deltaker B har og trolig hatt positiv effekt av PBT på antisipatorisk kontroll (tre påfølgende målepunkter over 2 SD) og reaktiv postural kontroll (tre påfølgende målepunkter over 2 SD). Deltaker B har og bedret dynamisk gange av vesentlig betydning (to påfølgende målepunkter over 2 SD). Når det gjelder sensorisk orientering er det umulig å påvise en statistisk signifikant endring for deltaker B da den øvre grensen på 6,75 er høyere enn det maksimale antallet poeng du kan få i denne kategorien. Forskjellen mellom deltaker A og deltaker B er at endringen av vesentlig betydning skjer under intervensjonsperioden for deltaker B og etter intervensjonsperioden for deltaker A. Det kan tyde på at deltaker A har hatt en mer varig effekt av tiltaket enn deltaker B.

6.3.2 Gangdistanse

Deltaker A hadde ingen statistisk signifikant endring i gangdistanse. Deltakeren hadde varierende prestasjoner til å begynne med under baseline med en variasjonsbredde på 52 meter. Variasjonsbredden under intervensjonsperioden og i post-intervensjonsperioden var på henholdsvis 30 og 28 meter. Det kan derfor tyde på at deltaker A har hatt noe effekt av tiltaket

med en jevnere prestasjon i gangdistanse. Det kan og tyde på at deltakeren har funnet en fast rytme etter hvert som han har gjennomført testen. Under både intervensjonsperioden og post-intervensjonsperioden er gangdistansen økende. Endringene er dog ikke utenfor noen av standardavvikene og er ikke signifikante. Ettersom 6MGT har en moderat korrelasjon til både 10MGT og TUG (Duncan et al., 2017; Kobayashi et al., 2017) kan bedringen i TUG argumentere for at intervensjonen har hatt en påvirkning på gangdistanse. Samtidig har deltakeren en endret ganghastighet og steglengde under 10MGT med maksimalt tempo, og går saktere under intervensjonen og post-intervensjonen enn under baseline. Deltaker A gikk altså lenger, men har en tregere ganghastighet. En mulig årsak til dette er at han har en bedret TUG score og kan snu raskere og dermed gjennomfører han vendingene rundt kjeglene på kortere tid, og kan gå noe lenger selv om ganghastigheten er dårligere.

Trening av funksjon for PmP skal i hovedsak rettes mot spesifikke oppgaver (Keus et al., 2014). Da balanseprogrammet ikke inneholder gangtrening er det nærliggende å tro at det er annet enn bare balanse som avgjør gangdistanse. Samtidig er postural kontroll og balanse i følge Costa et al. (2022) svært viktig for gangfunksjonen. Deltaker A sine totalscorer på mini-BEST under intervensjon og post-intervensjonsperioden er enten på eller over 21 poeng, og basert på King et al. (2012) sitt skille har ikke deltaker A nedsatt postural kontroll. Det kan tyde på at intervensjonen har hatt en positiv påvirkning på den posturale kontrollen og gangfunksjonen hos Deltaker A, men samtidig har det ikke vært oppgaver mot gangfunksjon i programmet. Ettersom treningen må være oppgavespesifikk som Keus et al. (2014) anbefaler må man rett og slett gå for å bli bedre på å gå.

Gangfunksjon og distanse styres av flere faktorer, og ettersom PS fører til økt inaktivitet kan for eksempel deltakerens kardiovaskulære status og dårligere utholdenhet eller svimmelhetsplager gjøre at gangdistansen eller hastigheten ikke påvirkes av intervensjonen. Det samme for frykt for fall under gange, da en redusert ganghastighet ofte er sett som en strategi for å unngå fall (Doherty et al., 2011; Schoneburg et al., 2013).

Deltaker B har heller ingen statistisk signifikant endring i gangdistanse. Variasjonsbredden under baseline på 93 meter er en større variasjon i gangdistansen enn den han har under, og etter intervensjonen. Steffen og Seney (2008) anslår en endring på 82 meter som MDC og variasjonsbredden på 93 meter er høyere enn denne summen, og av betydning. For intervensjonsperioden var variasjonsbredden på 29 meter og for post-intervensjonsperioden var

variasjonsbredden på 32 meter. Det er lite trolig at deltakeren ville hatt en signifikant endring i gangdistanse dersom variasjonsbredden under baseline var mindre. Gangdistansen har en stigende tendens under intervensjonsperioden og post-intervensjonsperioden. Evnen til å gå raskere har bedret seg hos deltakeren og da med statistisk signifikant endring i ganghastighet under 10MGT. Han har økt den maksimale hastigheten med rundt én meter per sekund sammenlignet med baseline. Dette kan tyde på at intervensjonen han mottok har hatt en påvirkning på gangdistanse, men ikke av signifikant betydning med analysemetoden Two SD Band. Om man tar i bruk MDC fra laveste målingen i baselinefasen (494 meter) og den høyeste måling i fasene etter baseline (595 meter ved 12. målepunkt) har han en endring i gangdistanse på 101 meter og høyere enn MDC. Det kan derfor argumenteres med at deltaker B har hatt en reell endring av vesentlig betydning som følge av balansetreningen. Dette viser samtidig og hvor utfordrende MDC kan være som et verktøy for å måle effekt.

Ganghastighet i 10MGT kan i følge Duncan et al. (2017) brukes som en predikator for gangdistanse i for eksempel 6MGT. Å gå en hastighet på 3 meter i sekundet som deltakeren viste under maksimal ganghastighet under 10MGT krever nokså høy utholdenhet og opprettholdelse av tempo under en 6MGT-situasjon. Det er urealistisk at dette er tempoet deltakeren kunne holdt veldig mye lenger enn 10 meter da denne ganghastigheten ville gitt én kilometer i gangdistanse. I retrospekt har trolig deltaker B hatt et høyere tempo under testing enn hva som burde karakteriseres som gangtempo, men samtidig har ikke den gjennomsnittlige steglengden endret seg. I likhet med deltaker A har ikke deltakeren trent noe kardiovaskulært parallelt eller i selve intervensjonen, og dette er trolig en av grunnene til at endringen ikke er signifikant.

At begge deltakerne hadde en grad av svimmelhetsplager, kan ha påvirket resultatet i 6MGT. Testen gjennomføres ved å gå mellom to kjepler plassert 15 meter fra hverandre og dette innebærer rundt 20 vendinger for deltaker A og rundt 30 vendinger for deltaker B. Dette kan forsterke svimmelhetsplagene de begge opplever og igjen skape ubehagelige opplevelser eller frykt for fall.

6.3.3 Hastighet

10MGT er en test brukt for å kartlegge hastighet i gange med normalt tempo og med maksimalt gangtempo (Keus et al., 2014). Testen inkluderer og telling av antall skritt og dette kan brukes til å kartlegge gjennomsnittlig steglengde. For selvvalgt gangtempo er det for deltaker A ingen

signifikante endringer i ganghastigheten under prosjektet. Deltakeren hadde en stor variasjonsbredde under baselinetestingen på 0,32 meter per sekund. Steffen og Seney (2008) angir en MDC for normal gange til 0,18 meter per sekund, og 0,25 meter per sekund for maksimal gange som av klinisk signifikans. Med deltaker A sin gjennomsnittsmåling under baseline som utgangspunkt for vurdering av effekt blir det vanskelig å påvise en endring av betydning etter balansetreningen. Deltakeren har nedadgående resultater etter intervensjonen, og om baseline hadde hatt lavere variasjonsbredde ville kanskje de tre siste punktene i post-intervensjonsperioden vist en endring av vesentlig betydning på en redusert ganghastighet i normalgange. Der målingen i intervensjonsperioden snur fra stigende til synkende hadde deltakeren ett fall. Dette kan mulig gjøre pasienten mer engstelig for fall eller tap av balansen, og dette kompenseres muligens ved å gå noe tregere, slik Schoneburg et al. (2013) og Doherty et al. (2011) beskriver kompensatoriske strategier. Samtidig vet man at medisinerings av levadopa i stor grad kan påvirke gangfunksjonen (Morris et al., 2001), og det er ikke umulig at deltakeren for eksempel tok medisinene sine på et annet tidspunkt enn avtalt.

For deltaker A er det ganske interessant at de to eneste målingene på ganghastighet for normal gange som var raskere enn gjennomsnittet var under baselinetestingen. Med den sterke korrelasjonen mellom selvvalgt normaltempo i 10MGT og 6MGT (Duncan et al., 2017) er det motstridende at 6MGT øker med intervensjonen parallelt som det selvvalgte gangtempoet i 10MGT minker. Endringen over tid er av større vesentlig betydning om man tar klinisk signifikans i betraktning, og det skulle vært slik at ganghastigheten deltakeren viser gjennom prosjektet gir kortere gangdistanse. Combs, Diehl, Filip og Long (2014) viser til en negativ korrelasjon mellom både normalt og raskt gangtempo og frykt for fall. Dette vil si at frykten for fall øker mens ganghastigheten minker. Deltaker A sine synkende og nedadgående poengsummer på ABC kan mulig forklare hvorfor han går med redusert hastighet, at han rett og slett har mindre tro på egen balanse.

Nedsatt postural kontroll fører i mange tilfeller til dårligere opprettholdelse av gange over tid (Costa et al., 2022) og De Freitas et al. (2020) har vist en bedring av opprettholdelse av aktivitet etter balansetrening. Det kan tenkes at deltaker A går lengre, på tross av langsommere tempo, nettopp fordi han har en bedret postural kontroll og en bedret evne til å opprettholde en jevn rytme i gangen. Svakheten til 10MGT er at den ikke viser kvaliteten i gangen, men kun hastighet og steglengde. Ser vi på steglengden til deltaker A er det liten variasjon i bredde og derfor lite sannsynlig med store endringer etter baseline. Variasjonsbredden under baseline er på 0,11

meter, og variasjonen er enda mindre under intervensjonsperioden og i post intervensjonsperioden. Om et gjennomsnittssteg er 0,11 meter kortere enn ved et annet testpunkt blir utfallet påvirket i stor grad da dette tilsvarer et tap på én meter over 10 steg og økt tidsbruk. Deltaker A har de lengste gjennomsnittstegene under baselinetestingen selv om variasjonen er stor. Variasjonen av steglengden fra baselineperioden forsvinner, og steglengden stabiliserer seg i intervensjonsperioden; og etter intervensjonsperioden til mellom 0,53 og 0,59 meter per steg. Kadens og steglengde er mer eller mindre uendret etter baseline og tilførsel av intervensjonen, selv om hastigheten endres. Dette stemmer godt med teori om at kadens som oftest er uendret (Morris et al., 2001; Schoneburg et al., 2013). Variasjon i gange er svært vanlig i PS (Schoneburg et al., 2013) og et interessant funn er mindre variasjon i både steglengde og hastighet under normalgange selv om det er mot det tregere.

For det maksimale eller raske tempoet er utviklingen mot tregere tempo og kortere steg. Forskjellen for noen av målingene etter baseline er større enn MDC regnet ut fra gjennomsnittet i baselineperioden. Det kan derfor tyde på at balansetreningen har gjort deltakeren tregere. Deltakeren begynte med raskere tempo og lengre steg under baseline, men med varierte prestasjoner. De prestasjonene han har hatt under intervensjonsperioden og etter intervensjonsperioden har vært under gjennomsnittet fra baseline. Funn på steglengde under maksimalt tempo er tre punkter på eller under 2 SD fra gjennomsnittet, og endringen i steglengde er statistisk signifikant dårligere etter intervensjonen. Samtidig er prestasjonene jevnere enn ved baseline. Denne endringen følger ABC scoren til deltaker A. Endringen kan være et resultat av kompensatorisk strategi for å unngå fall, men i likhet med gangdistanse har ikke ganghastighet vært en oppgave programmet har vært rettet mot. Det er derfor vanskelig å forklare akkurat hva som skylder endringen.

Resultatene til deltaker A med ganghastighet i selvvalgt tempo på $1,17 \pm 0,08$ meter per sekund er i nærheten av Steffen og Seney (2008) sine funn på $1,16 \pm 0,34$ og noe tregere enn Combs et al. (2014) sine funn $1,24 \pm 0,25$ meter per sekund. For den maksimale hastigheten har deltaker A en høyere snittfart på $1,62 \pm 0,16$ mot $1,24 \pm 0,33$ og $1,47 \pm 0,51$.

Deltaker B har en variasjonsbredde på 0,10 meter per sekund og sånn sett en jevnere prestasjon enn deltaker A. Deltaker B har stigende prestasjon med raskere tempo underveis i prosjektet, men ingen målepunkter utenfor 2 SD fra gjennomsnittet. Det er basert på denne analysemetoden ingen endring av vesentlig betydning, men mulig indikasjoner på at intervensjonen kan ha

påvirkning. Gjennomsnittet fra baseline med ganghastighet på 1,46 meter per sekund i normalgange er over den gjennomsnittlige hastigheten rapportert hos Steffen og Seney (2008) og Combs et al. (2014). Deltaker B har en ganske så god gangfunksjon og den samsvarer godt med den maksimale ganghastigheten i Combs et al. (2014) sin studie. Det er derfor lite trolig med noe særlig bedring i hastigheten for normalgange hos deltaker B da han mulig kan ha en takeffekt av testen. Det er heller ingen endring av vesentlig betydning av ganghastighet sammenlignet med MDC på 0,18 meter per sekund. Det er ingen endring av betydning når det gjelder steglengde. Han ligger nokså jevnt og likt, med unntak av to målepunkter på samme steglengde og antall steg.

Endringene er større for den maksimale ganghastigheten. Deltakeren har en statistisk signifikant endring av ganghastighet med mer enn to standardavvik fra gjennomsnittet i både intervensjonsfasen og post-intervensjonsfasen. På det beste har deltakeren økt hastigheten med 1 meter mer per sekund fra baseline. Denne endringen er betydelig bedre enn MDC på 0,25. Det er derfor sannsynlig at deltakeren har hatt effekt av intervensjonen på maksimal ganghastighet. Samtidig kan det undres om en hastighet på 3 meter per sekund er gange eller jogging, men sammenligner vi steglengden for maksimal gange med steglengden fra normalgange, er de begge ganske så like og jevne. Deltakeren har derfor blitt bedre å initiere, etablere og opprettholde en høy hastighet i gange.

6.3.4 Egenopplevelse av balanse

Selvopplevd balanseferdigheter ble målt med ABC-testen for å score hvor trygg og sikker deltakerne var på å ikke miste balanse i forskjellige situasjoner. Mak et al. (2012) har en angitt normal gjennomsnittlig score for egenopplevd balanse på 73,6%. En score under 69% kan predikere fall innen de neste 12 månedene (Mak & Pang, 2009). Endringer på 11,12 poeng har blitt vurdert til å være grensen for MDC for PmP (Dal Bello-Haas et al., 2011). Deltaker A starter sin baselineperiode med stor variasjon i selvsikkerhet i balanse med en variasjon på 21,6 poeng som skaper store avvik og strengere krav til effekt. Snittscoren for baseline på 49,15 poeng indikerer en økt fallfare (Mak & Pang, 2009). Under baseline har deltakeren ett fall mellom første og andre måling som mulig påvirker hans opplevde trygghet, og dette gir en dårligere score. Det er interessant at den testscoren som er høyest hos deltaker A gjennom hele prosjektet kommer etter et fall. Deltakeren har et fall i alle tre periodene og scorer deretter. Det er tendens til stigende tro på egen balanse, men etterfølges av en dårligere score etter fall. Forskjellen mellom høyeste og laveste score fra baseline, intervensjon og post-intervensjon er

over verdien for MDC. Det betyr at balansetreningen har gitt pasienten mindre tro på seg selv. Det kan rett og slett bety at pasienten har hatt høyere tanker om egen balanse eller ikke utfordret balansen nok til å miste troen. Ved å gjennomføre balansetreningen i prosjektet kan han føle at balansen er dårligere enn først antatt og at utfordringene ble større enn forventet. Det å miste balansen vil som oftest skape en frykt for å falle (Doherty et al., 2011) og selv om intervensjonen ble gitt i trygge rammer kan deltakeren ha hatt en frykt for fall. Samtidig kan svarene på testen være påvirket av miljøet og omgivelsene. Prosjektet startet opp i oktober med fortsatt varmegrader og endte i desember med is og snø på fortauene. Da ABC er en test på et situasjonsbilde for den dagen den testes kan dette spille inn på hvor trygg man føler seg på å ikke miste balansen. Det er vanskelig å vurdere hvorvidt man føler seg trygg eller ikke på å ikke miste balansen når man går på et islagt fortau når det ikke eksisterer islagte fortau. Intervensjonen har sannsynligvis ikke hatt en positiv effekt på deltaker A sin egenopplevde balanse.

Deltaker B starter med en snittscore i baseline på 62 poeng og har jevne målepunkter. Dette gir mye mindre krav til endringer enn hos deltaker A, for eksempel. Samtlige målinger etter baseline er mer enn to standardavvik over gjennomsnittet og det kan derfor sies at det har vært en signifikant endring. Deltaker B har og større sjanse for fall da scoren er under 69% i baseline (Mak & Pang, 2009). Sammenligner man den laveste scoren fra baseline med høyeste scoren etter baseline er forskjellen på 12 poeng og høyere enn MDC. Det kan derfor argumenteres med at endringen er av såpass stor betydning at intervensjonen har gitt bedre tro på egen balanse. De beste scorene er og rundt normale scorer for en PmP (Mak et al., 2012). Deltaker B kan ha hatt påvirkning fra miljø og årstiden på samme måte som deltaker A.

6.3.5 Mekanismer

Med re-læringsteorien fra kapittel 2.5 om de assosiative og motoriske prosessene for læring kan det undres om det å gjøre 12 mini-BEST tester over en så kort periode alene kan føre til bedre resultater. Dersom deltakerne ikke har kjennskap til testen vil resultatene innledningsvis bli mer sanne og troverdige da de må løse oppgavene der og da, men med hver oppgave og test lærer deltakerne seg forskjellige strategier for hvordan de skal løse oppgavene i testene. Ved re-læring benyttes kognitive prosesser i fremre del av striatum til å skape en referanse eller et minne (Marinelli et al., 2017; Pisani et al., 2005). Senere vil minnene igangsette en aktivering av motoriske nettverk i bakre del av striatum for å skape en automatisering av bevegelser til å

løse oppgaver (Marinelli et al., 2017). Deltakerne kan på denne måten ha forbundet instruksjonen i testen med hvordan de skal prestere eller gjennomføre testen. Derfor blir det nærliggende å tro at jo fler ganger deltakerne gjennomfører testen, jo bedre kan de prestere på neste test. Å gjøre testene flere ganger skaper repetisjoner og bruksavhengighet av enkelte bevegelser, og kan sammen med instruksjonene i testene skape erfaringer for å få det til senere om man skal tro nevroplastisk teori (Kleim & Jones, 2008; Marinelli et al., 2017). Gjennom Marinelli et al. (2017) og Nieuwboer et al. (2009) sine teorier om læring og re-læring kan den større graden av variasjon og feilprestasjoner fra gang til gang tidlig i målingene tyde på at deltakerne var i en tidlig «kognitiv» lærefase da testingen avhengte mer av instruksjonene rundt oppgaven enn oppgaven selv. Etter hvert med testingen kan det være at deltakerne lærte å forutse og kjenne igjen oppgaven basert på de instruksjonene som ble gitt, og kunne av den grunn prestere bedre. Intensiteten i testingen er moderat med hyppig testing, og det kan ikke utelukkes at testresultatene ville blitt de samme uten intervensjonen da testing og kan fungere som behandling. Samtidig kan det argumenteres for at det er intervensjonen som har påvirket deltakerne da det i noen målinger viser at effekten av intervensjonen er avtagende når intervensjonen er stoppet.

6.4 Styrker og begrensninger

6.4.1 Single-subject experimental design som design

SSED er et godt design for kvantitativ forskning på individer (Byiers et al., 2012). Det kan være vanskelig å plassere PmP i like grupper på grunn av de store forskjellene i sykdommen og plagene mellom personene. Metoden egner seg derfor godt til å forske på effekt av et tiltak, men det lar seg ikke gjøre å overføre til populasjonen (Byiers et al., 2012). Analysemetoden «Two SD Band method» som benyttes i SSED er motsatt av det vanlige benyttede 95% konfidensintervallet i større randomiserte forsøksstudier (Byiers et al., 2012; Manolov et al., 2016). Der de studiene ønsker å unngå effekter og resultater i de 5% i ytterstillingene er dette der SSED og 2 standardavviksmetoden ønsker at resultater skal være for å kalles signifikant. Analysemetoden er og svært utsatt for påvirkning gjennom ujevne prestasjoner i baseline. En stor styrke ved å benytte SSED som design er at endringer over tid enkelt kan observeres og rapporteres. Designet legger og opp til sterk intern validitet gjennom kvalitet i målinger (Byiers et al., 2012). En av svakhetene ved SSED er at den er veldig påvirkbar av variasjoner for deltakeren og datapunktene påvirkes av autokorrelasjon (Byiers et al., 2012).

6.4.2 Utvalg

I denne studien bestod utvalget av to deltakere som begge hadde PS, og hadde hatt dette forholdsvis like lenge med tanke på diagnosetidspunkt. Deltakerne ble rekruttert via direkte spørring og har hatt en tilknytning til klinikken med tidligere behandling, og dette kan ha påvirket utfallet med at de er ivrige på å være med og ønsket gode resultater. At deltakerne begge var nokså like i antall år med sykdommen kan og ha gjort at resultatene ble mer like enn ulike. Utvalget på to deltakere kan ikke overføres til populasjonen PmP. Begge deltakernes plager med høyt blodtrykk og svimmelhetsplagene kan og ha vært en påvirkning som kanskje kunne vært vurdert annerledes.

6.4.3 Intervensjon

Opprinnelig skulle intervensjonen bestå av 12 treningsøkter, men på grunn av begrenset tid og ønske om sammenhengende trening og testing, ble prosjektet redusert fra 12 til 8 uker. Prosjektet ble gjennomført i perioden før jul, og gjennomføring av prosjektet etter planen ville medført at det ble avbrudd i prosjektet grunnet julens helligdager og planlagt julefeiring. Testukene ble redusert fra tre uker til to uker per periode og intervensjonsperioden ble redusert fra seks til fire uker. Antall økter per uke ble beholdt på to økter per uke som betyr at fire av øktene ble fjernet. Årsaken til reduksjonen fra 12 til åtte økter var for å unngå økt belastning på deltakerne ved å inkludere en tredje treningsøkt per uke. De øktene som ble gjennomført var økt en til åtte. Det kan ha hatt en påvirkning på resultatene i denne studien at deltakerne ikke fikk gjennomført alle treningsøktene. Denne endringen fra 12 økter til åtte kan bety at doseringen ikke er nok til automatisering av reaktiv kontroll. Det er heller ikke sikkert at dette ville skjedd etter 12 uker. Begge deltakerne fikk gjennomført oppgavene innenfor stabilitet, delvis mobilitet og mobilitet, men ikke uforutsigbarhet. Reaktiv kontroll og balanse er viktige funksjoner for å motvirke uforutsigbarheter som ved forskjellige og plutseligere forstyrrelser eller påvirkninger fra miljøet rundt. Intervensjonen kunne for eksempel vært bygget opp annerledes ved færre oppgaver fra en kategori ved å bytte disse ut med oppgaver rettet mot uforutsigbarhet.

6.4.4 Målinger

At målingene ble gjort to ganger ukentlig før og etter intervensjonen, og en gang i uken under intervensjonen kan og ha gitt et annet utgangspunkt for vurderingen av resultatene. Målingene før intervensjonen ble gjort over en kortere tid enn intervensjonen og det kan derfor være at

målingene ble jevnere og gjennomsnittet sammen med standardavviket ble lavere enn reelt. Hyppige målinger etter intervensjonen kan og gi inntrykk for en lenger varig effekt enn reelt. Opprinnelig var det planlagt å gjennomføre testing tre uker i forkant og etterkant av intervensjonen. Det hadde gitt fire datainnsamlingspunkter mer enn det som kom med i studien. Grunnen til endringen var av de samme utfordringer som reduksjon i intervensjonen.

Det er i kvantitativ forskning ønskelig å gjennomføre målinger på så likt grunnlag som mulig fra gang til gang. Studiet ble godt gjennomført med testing til de samme tidspunktene ved hvert målepunkt, men det kan ha vært forskjeller fra medisinerings-tidspunkt. Det er utfordrende å sikre at medisineringen skjer til de samme tidspunktene, men det ble gitt instruksjoner om å ta medisinerne til de faste tidene, og målepunktene ble satt til tidspunkter der effekten av medisinerne er god. Mer uforutsette hendelser som fall i tiden mellom to målepunkter er ikke mulig å sikre seg mot og vil til en viss grad prege resultatene, da spesielt egenopplevd balanse. Testing av deltaker A ble gjort til de samme tidene og dagene ved hver test. Dette gjaldt og for deltaker B, med unntak av et testpunkt. Første testpunktene blir og en læring for begge deltakerne. Det kan være vanskelig å vite hvor sliten man blir av for eksempel 6MGT uten å ha forsøkt dette tidligere, og dette kan alene gi avvik mellom målingene. Samtidig har alle testene som er benyttet i studien gode test-retest evner som gjør at målingene i større grad blir troverdige.

6.4.5 Studiets validitet og reliabilitet

Intern validitet kan fortelle oss om de resultatene som er funnet er sanne og forteller det de skal måle (Bjørndal, 2004). For PmP er testene ABC, mini-BEST test, TUG, og gangtestene valide og gode tester for å måle det de skal (Keus et al., 2014; Lang et al., 2016; Steffen & Seney, 2008). Det styrker studiets interne validitet og studien som et troverdig arbeid. Å benytte et standardisert treningsprogram øker reproduserbarheten. Om resultatene kan overføres til populasjonen det forskes på kan fortelle noe om studiets eksterne validitet (Bjørndal, 2004). Etersom studiets design gjør at resultatene ikke kan overføres (Byiers et al., 2012) kan ikke resultatene generaliseres og overføres til populasjonen PmP.

I forkant av studiet ble det ikke gjort noen prøvetakninger eller trening på utføring av testene. Det ble ikke brukt tid på å teste ut tidtaking og det kan medføre til noen unøyaktigheter, men som forhåpentligvis jevnes ut av gode test-retest og interrate-reliabilitet på de forskjellige testene bruk i studiet.

6.5 Implikasjoner for praksis og anbefalinger for videre forskning

Studiets design og metode som en SSED gjør det vanskelig å generalisere resultatet for populasjonen PmP. Enkeltstudier med SSED som design kan ikke overføres til populasjonen (Byiers et al., 2012). På tross av dette viser studien interessante funn og data på enkeltindividnivå som kan bygges videre på. Det ville vært interessant å gjennomføre en lignende studie med fullt program på 12 økter og ikke et forkortet program, og på et større utvalg. Selve programmet som ble brukt for perturbasjonsbasert balansetrening er lett tilgjengelig og testbatteriene som ble brukt i studien er godt validerte slik at videre forskning kan bygges videre på dette. Studien kunne vært utført på samme måte for to nye deltakere for å vurdere om tiltaket kun hadde påvirkning på de inkluderte i denne studien eller på nye deltakere og.

Å gjøre en oppgave en gang er å gjennomføre en test, men å gjennomføre samme oppgaven ti ganger er en behandling. Det hadde derfor vært interessant å bruke re-læringsprinsippene til Marinelli et al. (2017) og Nieuwboer et al. (2009) og gjennomført en studie som tok for seg utfallet eller påvirkningen av gjentakende hyppig testing over en kort tidsperiode.

Det er lett som forsker og fysioterapeut å se seg blind på at datainnsamling skal resultere i et utfall hvor intervensjonen har gitt en positiv effekt. Når det jobbes med sykdommer som er progredierende som PS er, så er det viktig å anerkjenne at ingen endring også kan være et positivt utfall. Om intervensjonen resulterer i ingen endring, og dette påvises over tid så kan det argumenteres for at utviklingen av sykdommen har «stoppet» opp og man har muligens begrenset funksjonstap eller opprettholdt funksjonen i den aktuelle perioden.

Trening brukt i denne studien er lett tilgjengelig å utføre for både pasient og fysioterapeut, og krever lite kompetanse eller utstyr for å gjennomføre. Selv om programmanualen til Mansfield, DePaul, et al. (2017) er ganske så standardisert tillater den tilpasninger basert på pasientens nivå og ferdigheter.

7 Konklusjon

Denne studien har forsket på om perturbasjonsbasert balansetrening kunne påvirke balanse og gangfunksjon hos personer med Parkinson sykdom. Studien inkluderte to personer med PS og kan derfor ikke generaliseres til populasjonen PmP. Den nødvendige endringen i antall økter som ble utført kan ha hatt negativt utfall for vurderingen av effekten da deltakerne ikke fikk trent like mye som opprinnelig planlagt. På tross av dette er det interessante funn i studien som tyder på at perturbasjonsbasert balansetrening kan ha positiv påvirkning på balansen for begge deltakerne med bedret mini-BEST score og bedret selvpoplevd balanse. Det er og funn som kan tyde på at tiltaket reduserer variasjon i funksjon målt i testene fra gang til gang. Studien har og interessante funn som kan type på at PBT har hatt påvirkning på ganghastighet. Det er dog nødvendig med større studier på tiltaket og populasjonen for å kunne vurdere tiltakets effekt på personer med Parkinson sykdom.

Referanser

- Bassøe Gjelsvik, B. E. (2016). *The Bobath concept in adult neurology* (2. utg.). Stuttgart, Germany: Thieme.
- Bennie, S., Bruner, K., Dizon, A., Fritz, H., Goodman, B. & Peterson, S. (2003). Measurements of Balance: Comparison of the Timed "Up and Go" Test and Functional Reach Test with the Berg Balance Scale. *Journal of Physical Therapy Science*, 15(2), 93-97. <http://doi.org/10.1589/jpts.15.93>
- Bhattacharyya, K. B. (2017). The stretch reflex and the contributions of C David Marsden. *Annals of Indian Academy of Neurology*, 20(1), 1-4. <http://doi.org/10.4103/0972-2327.199906>
- Bjørndal, A. (2004). *Statistikk for helse- og sosialfagene* (2. utg.). Oslo: Gyldendal akademisk.
- Brodal, P. (2013). *Sentralnervesystemet* (5. utg.). Oslo: Universitetsforlaget.
- Brusse, K. J., Zimdars, S., Zalewski, K. R. & Steffen, T. M. (2005). Testing functional performance in people with Parkinson disease. *Phys Ther*, 85(2), 134-141. <https://doi.org/10.1093/ptj/85.2.134>
- Byiers, B. J., Reichle, J. & Symons, F. J. (2012). Single-subject experimental design for evidence-based practice. *Am J Speech Lang Pathol*, 21(4), 397-414. [http://doi.org/10.1044/1058-0360\(2012/11-0036\)](http://doi.org/10.1044/1058-0360(2012/11-0036))
- Coelho, D. B., de Oliveira, C. E. N., Guimarães, M. V. C., Ribeiro de Souza, C., dos Santos, M. L. & de Lima-Pardini, A. C. (2022). A systematic review on the effectiveness of perturbation-based balance training in postural control and gait in Parkinson's disease. *Physiotherapy*. <https://doi.org/10.1016/j.physio.2022.02.005>
- Combs, S. A., Diehl, M. D., Filip, J. & Long, E. (2014). Short-distance walking speed tests in people with Parkinson disease: reliability, responsiveness, and validity. *Gait Posture*, 39(2), 784-788. <http://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2013.10.019>
- Costa, T. M., Simieli, L., Bersotti, F. M., Mochizuki, L., Barbieri, F. A. & Coelho, D. B. (2022). Gait and posture are correlated domains in Parkinson's disease. *Neuroscience Letters*, 775, 136537. <https://doi.org/10.1016/j.neulet.2022.136537>
- Dal Bello-Haas, V., Klassen, L., Sheppard, M. S. & Metcalfe, A. (2011). Psychometric Properties of Activity, Self-Efficacy, and Quality-of-Life Measures in Individuals with Parkinson Disease. *Physiother Can*, 63(1), 47-57. <http://doi.org/10.3138/ptc.2009-08>

- De Freitas, T. B., Leite, P., Doná, F., Pompeu, J. E., Swarowsky, A. & Torriani-Pasin, C. (2020). The effects of dual task gait and balance training in Parkinson's disease: a systematic review. *Physiother Theory Pract*, 36(10), 1088-1096.
<http://doi.org/10.1080/09593985.2018.1551455>
- de Souza Fortaleza, A. C., Mancini, M., Carlson-Kuhta, P., King, L. A., Nutt, J. G., Chagas, E. F., . . . Horak, F. B. (2017). Dual task interference on postural sway, postural transitions and gait in people with Parkinson's disease and freezing of gait. *Gait Posture*, 56, 76-81. <http://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2017.05.006>
- Dietrichs, E. & Toft, M. (2019). Parkinsonisme og andre bevegelsesforstyrrelser. I E. Helseth, T. Rootwelt & H.-C. F. Harbo (Red.), *Nevrologi og nevrokirurgi : fra barn til voksen* (7. utgave / utg., s. 427-448). Bergen: Fagbokforlaget.
- Doherty, K. M., van de Warrenburg, B. P., Peralta, M. C., Silveira-Moriyama, L., Azulay, J.-P., Gershanik, O. S. & Bloem, B. R. (2011). Postural deformities in Parkinson's disease. *The Lancet Neurology*, 10(6), 538-549. [https://doi.org/10.1016/S1474-4422\(11\)70067-9](https://doi.org/10.1016/S1474-4422(11)70067-9)
- Drageset, S. & Ellingsen, S. (2009). Forståelse av kvantitativ helseforskning-en introduksjon og oversikt. *Nordisk tidsskrift for helseforskning*, 100-113.
<https://doi.org/10.7557/14.244>
- Duncan, R. P., Combs-Miller, S. A., McNeely, M. E., Leddy, A. L., Cavanaugh, J. T., Dibble, L. E., . . . Earhart, G. M. (2017). Are the average gait speeds during the 10meter and 6minute walk tests redundant in Parkinson disease? *Gait & Posture*, 52, 178-182.
<https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2016.11.033>
- Hamre, S. 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.
<http://doi.org/10.1186/s12877-017-0480-x>
- Hamre, S. C., Tangen, G. G., Botolfsen, P. & Helbostad, J. L. (2013, 2014). Mini-BESTest: Balance Evaluation Systems Test – Norsk Versjon. Hentet fra
<https://fysio.no/Media/Files/Mini-BESTest-norsk-versjon>
- Huang, S. L., Hsieh, C. L., Wu, R. M., Tai, C. H., Lin, C. H. & Lu, W. S. (2011). Minimal detectable change of the timed "up & go" test and the dynamic gait index in people with Parkinson disease. *Phys Ther*, 91(1), 114-121.
<http://doi.org/10.2522/ptj.20090126>

- Keus, S., Munneke, M., Graziano, M., Paltamaa, J., Pelosin, E., Domingos, J., . . .Struiksma, C. (2014). European physiotherapy guideline for Parkinson's disease. Hentet fra https://www.parkinsonnet.nl/app/uploads/sites/3/2019/11/eu_guideline_parkinson_guideline_for_pt_sl.pdf
- Kim, S. D., Allen, N. E., Canning, C. G. & Fung, V. S. C. (2013). Postural Instability in Patients with Parkinson's Disease. *Parkinsons Disease*, 27(2), 97-112. <http://doi.org/10.1007/s40263-012-0012-3>
- King, L. A., Priest, K. C., Salarian, A., Pierce, D. & Horak, F. B. (2012). Comparing the Mini-BESTest with the Berg Balance Scale to Evaluate Balance Disorders in Parkinson's Disease. *Parkinson's Disease*, 2012, 375419. <http://doi.org/10.1155/2012/375419>
- 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. [http://doi.org/10.1044/1092-4388\(2008/018\)](http://doi.org/10.1044/1092-4388(2008/018))
- Kobayashi, E., Himuro, N. & Takahashi, M. (2017). Clinical utility of the 6-min walk test for patients with moderate Parkinson's disease. *Int J Rehabil Res*, 40(1), 66-70. <http://doi.org/10.1097/mrr.0000000000000205>
- Kraft, S. (2019). What to know about focal dystonia. Hentet fra <https://www.medicalnewstoday.com/articles/188100>
- Lamont, R. M., Morris, M. E., Menz, H. B., McGinley, J. L. & Brauer, S. G. (2017). Falls in people with Parkinson's disease: A prospective comparison of community and home-based falls. *Gait Posture*, 55, 62-67. <http://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2017.04.005>
- Lang, J. T., Kassin, T. O., Devaney, L. L., Colon-Semenza, C. & Joseph, M. F. (2016). Test-Retest Reliability and Minimal Detectable Change for the 10-Meter Walk Test in Older Adults With Parkinson's disease. *Journal of Geriatric Physical Therapy*, 39(4), 165-170. <http://doi.org/10.1519/jpt.0000000000000068>
- Leddy, A. L., Crowner, B. E. & Earhart, G. M. (2011). Utility of the Mini-BESTest, BESTest, and BESTest sections for balance assessments in individuals with Parkinson disease. *J Neurol Phys Ther*, 35(2), 90-97. <http://doi.org/10.1097/NPT.0b013e31821a620c>
- Lindholm, B., Nilsson, M. H., Hansson, O. & Hagell, P. (2018). The clinical significance of 10-m walk test standardizations in Parkinson's disease. *J Neurol*, 265(8), 1829-1835. <http://doi.org/10.1007/s00415-018-8921-9>

- Lobo, M. A., Moeyaert, M., Baraldi Cunha, A. & Babik, I. (2017). Single-Case Design, Analysis, and Quality Assessment for Intervention Research. *J Neurol Phys Ther*, 41(3), 187-197. <http://doi.org/10.1097/npt.0000000000000187>
- Lohnes, C. A. & Earhart, G. M. (2010). External validation of abbreviated versions of the activities-specific balance confidence scale in Parkinson's disease. *Mov Disord*, 25(4), 485-489. <http://doi.org/10.1002/mds.22924>
- Löfgren, N., Benka Wallén, M., Sorjonen, K., Conradsson, D. & Franzén, E. (2017). Investigating the Mini-BESTest's construct validity in elderly with Parkinson's disease. *Acta Neurol Scand*, 135(6), 614-621. <http://doi.org/10.1111/ane.12640>
- Mak, M. K. & Auyeung, M. M. (2013). The mini-BESTest can predict parkinsonian recurrent fallers: a 6-month prospective study. *J Rehabil Med*, 45(6), 565-571. <http://doi.org/10.2340/16501977-1144>
- Mak, M. K. & Pang, M. Y. (2009). Fear of falling is independently associated with recurrent falls in patients with Parkinson's disease: a 1-year prospective study. *J Neurol*, 256(10), 1689-1695. <http://doi.org/10.1007/s00415-009-5184-5>
- Mak, M. K., Pang, M. Y. & Mok, V. (2012). Gait difficulty, postural instability, and muscle weakness are associated with fear of falling in people with Parkinson's disease. *Parkinsons Dis*, 2012, 901721. <http://doi.org/10.1155/2012/901721>
- Manolov, R., Losada, J. L., Chacón-Moscoso, S. & Sanduvete-Chaves, S. (2016). Analyzing Two-Phase Single-Case Data with Non-overlap and Mean Difference Indices: Illustration, Software Tools, and Alternatives. *Frontiers in Psychology*, 7(32). <http://doi.org/10.3389/fpsyg.2016.00032>
- Mansfield, A., Aqui, A., Centen, A., Danells, C. J., DePaul, V. G., Knorr, S., . . . Mochizuki, G. (2015). Perturbation training to promote safe independent mobility post-stroke: study protocol for a randomized controlled trial. *BMC Neurol*, 15, 87. <http://doi.org/10.1186/s12883-015-0347-8>
- Mansfield, A., DePaul, V. G., Danells, C. J., Inness, E. L., Biasin, L., Poon, V. & Knorr, S. (2017). Toronto Perturbation-Based Balance Training Program Manual. *BMJ Open*, 59. Hentet fra <https://bmjopen.bmj.com/content/8/8/e021510>
- Mansfield, A., Schinkel-Ivy, A., Danells, C. J., Aqui, A., Aryan, R., Biasin, L., . . . Inness, E. L. (2017). Does Perturbation Training Prevent Falls after Discharge from Stroke Rehabilitation? A Prospective Cohort Study with Historical Control. *J Stroke Cerebrovasc Dis*, 26(10), 2174-2180. <http://doi.org/10.1016/j.jstrokecerebrovasdis.2017.04.041>

- Mansfield, A., Wong, J. S., Bryce, J., Knorr, S. & Patterson, K. K. (2015). Does perturbation-based balance training prevent falls? Systematic review and meta-analysis of preliminary randomized controlled trials. *Phys Ther*, 95(5), 700-709.
<http://doi.org/10.2522/ptj.20140090>
- Marinelli, L., Quartarone, A., Hallett, M., Frazzitta, G. & Ghilardi, M. F. (2017). The many facets of motor learning and their relevance for Parkinson's disease. *Clinical Neurophysiology*, 128(7), 1127-1141. <https://doi.org/10.1016/j.clinph.2017.03.042>
- Martelli, D., Luo, L., Kang, J., Kang, U. J., Fahn, S. & Agrawal, S. K. (2017). Adaptation of Stability during Perturbed Walking in Parkinson's Disease. *Sci Rep*, 7(1), 17875.
<http://doi.org/10.1038/s41598-017-18075-6>
- McNeely, M. E., Duncan, R. P. & Earhart, G. M. (2012). Medication improves balance and complex gait performance in Parkinson disease. *Gait Posture*, 36(1), 144-148.
<http://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2012.02.009>
- Morris, M. E., Huxham, F., McGinley, J., Dodd, K. & Iansek, R. (2001). The biomechanics and motor control of gait in Parkinson disease. *Clinical Biomechanics*, 16(6), 459-470.
[https://doi.org/10.1016/S0268-0033\(01\)00035-3](https://doi.org/10.1016/S0268-0033(01)00035-3)
- Nieuwboer, A., Rochester, L., Müncks, L. & Swinnen, S. P. (2009). Motor learning in Parkinson's disease: limitations and potential for rehabilitation. *Parkinsonism & Related Disorders*, 15, S53-S58. [https://doi.org/10.1016/S1353-8020\(09\)70781-3](https://doi.org/10.1016/S1353-8020(09)70781-3)
- Nonnekes, J., Růžička, E., Nieuwboer, A., Hallett, M., Fasano, A. & Bloem, B. R. (2019). Compensation Strategies for Gait Impairments in Parkinson Disease: A Review. *JAMA Neurology*, 76(6), 718-725. <http://doi.org/10.1001/jamaneurol.2019.0033>
- Norges Parkinsonforbund. (u.å.). Motoriske symptomer. Hentet fra <https://parkinson.no/om-parkinson/symptomer/bevegelse-og-motorikk>
- Okubo, Y., Schoene, D. & Lord, S. R. (2017). Step training improves reaction time, gait and balance and reduces falls in older people: a systematic review and meta-analysis. *Br J Sports Med*, 51(7), 586-593. <http://doi.org/10.1136/bjsports-2015-095452>
- Paul, S. S., Dibble, L. E. & Peterson, D. S. (2018). Motor learning in people with Parkinson's disease: Implications for fall prevention across the disease spectrum. *Gait Posture*, 61, 311-319. <http://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2018.01.026>
- Phu, S., Sturnieks, D. L., Lord, S. R. & Okubo, Y. (2022). Impact of ageing, fall history and exercise on postural reflexes following unpredictable perturbations: A systematic review and meta-analyses. *Mechanisms of Ageing and Development*, 203, 111634.
<https://doi.org/10.1016/j.mad.2022.111634>

- Pisani, A., Centonze, D., Bernardi, G. & Calabresi, P. (2005). Striatal synaptic plasticity: implications for motor learning and Parkinson's disease. *Mov Disord*, 20(4), 395-402. <http://doi.org/10.1002/mds.20394>
- Pollock, A. S., Durward, B. R., Rowe, P. J. & Paul, J. P. (2000). What is balance? *Clinical rehabilitation*, 14(4), 402-406. <https://doi.org/10.1191/0269215500cr342oa>
- Protas, E. J., Mitchell, K., Williams, A., Qureshy, H., Caroline, K. & Lai, E. C. (2005). Gait and step training to reduce falls in Parkinson's disease. *NeuroRehabilitation*, 20(3), 183-190. <http://doi.org/10.3233/NRE-2005-20305>
- Ray Chaudhuri, K., Rojo, J. M., Schapira, A. H., Brooks, D. J., Stocchi, F., Odin, P., . . . Martinez-Martin, P. (2013). A proposal for a comprehensive grading of Parkinson's disease severity combining motor and non-motor assessments: meeting an unmet need. *PloS one*, 8(2), e57221. <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0057221>
- Rutz, D. G. & Benninger, D. H. (2020). Physical Therapy for Freezing of Gait and Gait Impairments in Parkinson Disease: A Systematic Review. *Pm r*, 12(11), 1140-1156. <http://doi.org/10.1002/pmrj.12337>
- Schoneburg, B., Mancini, M., Horak, F. & Nutt, J. G. (2013). Framework for understanding balance dysfunction in Parkinson's disease. *Mov Disord*, 28(11), 1474-1482. <http://doi.org/10.1002/mds.25613>
- Schrag, A. & Quinn, N. (2020). What contributes to quality of life in Parkinson's disease: a re-evaluation. *Journal of Neurology, Neurosurgery & Psychiatry*, 91(6), 563-565. <http://doi.org/10.1136/jnnp-2019-322379>
- Shen, X. & Mak, M. K. (2015). Technology-assisted balance and gait training reduces falls in patients with Parkinson's disease: a randomized controlled trial with 12-month follow-up. *Neurorehabil Neural Repair*, 29(2), 103-111. <http://doi.org/10.1177/1545968314537559>
- Shetty, A. S., Bhatia, K. P. & Lang, A. E. (2019). Dystonia and Parkinson's disease: What is the relationship? *Neurobiology of Disease*, 132, 104462. <https://doi.org/10.1016/j.nbd.2019.05.001>
- Shumway-Cook, A. (2017). *Motor control : translating research into clinical practice* (5. utg.). Philadelphia, Pa.: Wolters Kluwer.
- Silva-Batista, C., Corcos, D. M., Kanegusuku, H., Piemonte, M. E. P., Gobbi, L. T. B., de Lima-Pardini, A. C., . . . Ugrinowitsch, C. (2018). Balance and fear of falling in subjects with Parkinson's disease is improved after exercises with motor complexity. *Gait Posture*, 61, 90-97. <http://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2017.12.027>

- Smania, N., Corato, E., Tinazzi, M., Stanzani, C., Fiaschi, A., Girardi, P. & Gandolfi, M. (2010). Effect of balance training on postural instability in patients with idiopathic Parkinson's disease. *Neurorehabil Neural Repair*, 24(9), 826-834. <http://doi.org/10.1177/1545968310376057>
- Steffen, T. & Seney, M. (2008). Test-retest reliability and minimal detectable change on balance and ambulation tests, the 36-item short-form health survey, and the unified Parkinson disease rating scale in people with parkinsonism. *Phys Ther*, 88(6), 733-746. <http://doi.org/10.2522/ptj.20070214>
- Thornquist, E. (2018). *Vitenskapsfilosofi og vitenskapsteori : for helsefag* (2. utg.). Bergen: Fagbokforl.
- Tolosa, E. & Compta, Y. (2006). Dystonia in Parkinson's disease. *Journal of Neurology*, 253(7), vii7-vii13. <http://doi.org/10.1007/s00415-006-7003-6>
- Van Ooteghem, K., Frank, J. S. & Horak, F. B. (2017). Postural motor learning in Parkinson's disease: The effect of practice on continuous compensatory postural regulation. *Gait Posture*, 57, 299-304. <http://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2017.06.021>
- Wifstad, Å. (2018). *Vitenskapsteori for helsefagene*. Oslo: Universitetsforlaget.
- World Health Organization. (2001). *International classification of functioning, disability and health : ICF*. Geneva: World Health Organization. Hentet fra <https://apps.who.int/iris/handle/10665/42407>
- World Medical Association Declaration of Helsinki: ethical principles for medical research involving human subjects. (2014, Summer). Hentet fra <https://www.forskningsetikk.no/retningslinjer/med-helse/helsinkideklarasjonen/>
- Ziemssen, T. & Reichmann, H. (2007). Non-motor dysfunction in Parkinson's disease. *Parkinsonism & related disorders*, 13(6), 323-332. <http://doi.org/10.1016/j.parkreldis.2006.12.014>

Appendiks

Vedlegg 1: Godkjenning fra REK

Vedlegg 2: Samtykkeerklæring

Vedlegg 3: Activity-specific balance confidence scale

Vedlegg 4: Mini-BEST test

Vedlegg 5: 10 Meter Gangtest

Vedlegg 6: 6 Minutter gangtest

Vedlegg 7: Datamateriale

Vedlegg 8: Treningsprogrammer 1-8 fra Programprotokoll

Region:	Saksbehandler:	Telefon:	Vår dato:	Vår referanse:
REK nord	Susanne Ramstad	77660388	08.09.2021	285806

Gyrd Thrane

Prosjektsøknad: Perturbasjonsbasert balansetrening for personer med parkinson sykdom
Søknadsnummer: 285806

Forskningsansvarlig institusjon: UiT Norges arktiske universitet

Prosjektsøknad godkjennes

Søkers beskrivelse

Formålet med studien er for å se om det har effekt av å drive balansetrening med forskjellige balanseutfordringer for pasienter med Parkinson. Pasientene blir rekruttert gjennom frivillighet og funksjonell undersøkelse og vil bli testet funksjonelt med forskjellige funksjonstaster. Data samles inn gjennom scoring av disse funksjonelle testene ukentlig gjennom prosjektet. Deltakerne gjennomgår 3 uker med testing i forkant og etterkant av en 6 ukers behandlingsperiode med 2 økter i uken på 60 minutter. Behandlingen står av 10 oppgaver som går på balanse og som gjøres vanskeligere gjennom balansepåvirkninger.

Perturbasjonsbasert balansetrening har vist seg hensiktsmessig på pasienter med hjerneslag i kronisk fase, hofteartrose/hofteprotese pasienter og eldre med fallrisiko. Flere studier har pekt på nytten av perturbasjoner i trening for Parkinson sykdom, da med mer stepping og gangtrening

Forståelsen for hjernens nevroplastisitet blir stadig bedre, og en måte å kunne øke balanseferdigheter på er gjennom å skape endringer og påvirkninger som kan forekomme med balansetrening. Hjernen trenes opp slik at situasjoner som skaper endringer i balansen hos personen kan lettere overvinnes med bakgrunn fra balansetrening.

Metoden valgt for dette prosjektet er kvantitativ metode for å kunne få tallfestede objektive tall. Studien søker å analysere det observerbare. Denne metoden er og valgt for å produsere kvantitativ data. Designet er et single-subject experimental design studie som følger 2-3 deltakere over 12 uker.

Søknaden ble behandlet av REK nord i møte 26.08.2021. Vurderingen er gjort med hjemmel i helseforskningsloven § 10.

REKs vurdering

Om prosjektet

Prosjektet skal gjennomføres som en masteroppgave.

Design og metode:

Deltakerne skal gjennom 6 uker med trening og behandling på balanse, som er hovedutfordring for mange pasienter med Parkinson. Studien vil være en single-subject experimental design.

Data/materiale

Det skal gjøres funksjonsundersøkelse som lagres i pasientjournal. Man skal videre kartlegge balanse, gangfunksjon og utholdenhet – data skal lagres i Tjenester for sensitive data ved Universitetet i Oslo (TSD) Det skal gjøres observasjoner med lydopptak/videopptak og foto. Videobildet skal filme ben/hofter/midje, ikke ansikt. Video skal tas med kamera som ikke er koblet til nettverk og lagres på sikker server.

Deltakere

Det er to forskningsdeltakere diagnostisert med parkinson.

Da det er noe uklart beskrevet hvordan rekrutteringen skal foregå minner REK om at svar på forespørsel om deltakelse ikke bør innhentes i en konsultasjons-/behandlingssituasjon og at det ikke må avkreves et aktivt nei-svar hvis man ikke vil delta. Det må gis tilstrekkelig betenkningstid slik at de forespurte kan rådføre seg med andre. Et eventuelt samtykke til deltakelse må kunne leveres/sendes inn på eget initiativ.

Forespørsel/informasjon/samtykkeerklæring

REK vurderer informasjonsskrivet som dekkende for studien.

Vedtak

REK har gjort en helhetlig forskningsetisk vurdering av alle prosjektets sider og godkjenner det med hjemmel i helseforskningsloven § 10.

Prosjektet er godkjent frem til omsøkt sluttdato 04.05.2022.

Av dokumentasjonshensyn skal opplysningene oppbevares i fem år etter prosjektslutt. Enhver tilgang til prosjektdataene skal da være knyttet til behovet for etterkontroll. Prosjektdata vil således ikke være tilgjengelig for prosjektet. Prosjektleder og forskningsansvarlig institusjon er ansvarlige for at opplysningene oppbevares indirekte personidentifiserbart i denne perioden, dvs. atskilt i en nøkkel- og en datafil.

Etter denne femårsperioden skal opplysningene slettes eller anonymiseres. Komiteen gjør oppmerksom på at anonymisering er mer omfattende enn å kun slette koblingsnøkkelen, jf. Datatilsynets veileder om anonymiseringsteknikker.

Vi gjør oppmerksom på at før prosjektet igangsettes må det foreligge et behandlingsgrunnlag for behandling av personopplysninger. Dette må forankres i egen institusjon.

Sluttmelding

Prosjektleder skal sende sluttmelding til REK på eget skjema via REK-portalen senest senest 6 måneder etter sluttdato 04.05.2022, jf. helseforskningsloven § 12. Dersom prosjektet ikke starter opp eller gjennomføres meldes dette også via skjemaet for sluttmelding.

Søknad om endring

Dersom man ønsker å foreta vesentlige endringer i formål, metode, tidsløp eller organisering må prosjektleder sende søknad om endring via portalen på eget skjema til REK, jf. helseforskningsloven § 11.

Klageadgang

Du kan klage på REKs vedtak, jf. forvaltningsloven § 28 flg. Klagen sendes på eget skjema via REK portalen. Klagefristen er tre uker fra du mottar dette brevet. Dersom REK opprettholder vedtaket, sender REK klagen videre til Den nasjonale forskningsetiske komité for medisin og helsefag (NEM) for endelig vurdering, jf. forskningsetikkloven § 10 og helseforskningsloven § 10.

Med vennlig hilsen

May Britt Rossvoll

sekretariatsleder

Kopi til:

UiT Norges arktiske universitet
Daniel Fritzvold



VIL DU DELTA I FORSKNINGSPROSJEKTET: BALANSETRENING FOR PASIENTER MED PARKINSON

Trening av balanse kan være hensiktsmessig for å bedre balanse og gangfunksjon for pasienter som har Parkinson.

FORMÅLET MED PROSJEKTET OG HVORFOR DU BLIR SPURT

Dette er et spørsmål til deg om å delta i et forskningsprosjekt i forbindelse med en mastergradsoppgave. Hensikten med prosjektet er for å vurdere effekt av balansetrening på gange og fallrisiko hos pasienter med Parkinson. Du er blitt valgt ut fordi du har diagnosen Parkinson og at du oppgitt nedsatt balanse.

HVA INNEBÆRER PROSJEKTET FOR DEG?

Prosjektet innebærer at du vil gjennomgå et seks ukers treningsprogram bestående av balansetrening med forskjellige balanseutfordringer og oppgaver. Treningen vil foregå to ganger per uke og ha en varighet på mot en time hver gang. I 3 uker før og etter treningsperioden vil du gjennomgå fysiske og funksjonelle tester på balanse og gangfunksjon målt i hastighet, steglengde og avstand. Denne testing vil og forekomme underveis i treningsperioden. Gangtesting vil bli dokumentert med video, men kun fra livet og ned. Det er og ønskelig for prosjektets troverdighet at du frastår annen fysisk behandling som ikke er nødvendig for liv og helse.

I prosjektet vil vi innhente og registrere opplysninger om deg. De personlige opplysningene av som vil bli registrert er alder, kjønn, varighet av sykdom og testresultater fra testperiode og treningsperiode. Dette vil lagres i både pasientjournal og i NSD – norsk senter for forskningsdata. Opplysningene lagres hos TSD – tjeneste for sensitive data, gjennom tilgang fra UiT – Norges Arktiske Universitet.

MULIGE FORDELER OG ULEMPER

Fordelen med å delta i denne studien er at du kan ha utbytte av treningen i bedret balanse og økt aktivitetsnivå. Du vil og være trygg under hele treningen da du sikres i seler og tau fra taket for å forhindre fall. Det er svært liten risiko for å pådra seg skader eller plager i forbindelse med treningen.

FRIVILLIG DELTAKELSE OG MULIGHET FOR Å TREKKE DITT 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. Det vil ikke ha noen negative konsekvenser for deg eller din behandling dersom du ikke vil delta eller senere velger å trekke deg. Dersom du trekker tilbake samtykket, vil det ikke forskes videre på dine helseopplysninger og ditt biologiske materiale. Du kan kreve innsyn i opplysningene som er lagret om deg, og opplysningene vil da utleveres innen 30 dager. Du kan også kreve at dine helseopplysninger i prosjektet slettes. Adgangen til å kreve sletting eller utlevering gjelder ikke dersom materialet eller opplysningene er anonymisert eller publisert. Denne adgangen kan også begrenses dersom opplysningene er inngått i utførte analyser.

Dersom du senere ønsker å trekke deg eller har spørsmål til prosjektet, kan du kontakte prosjektleder (se kontaktinformasjon på siste side).

HVA SKJER MED OPPLYSNINGENE OM DEG?

Opplysningene som registreres om deg skal kun brukes slik som beskrevet under formålet med prosjektet, og planlegges brukt til 2022. Eventuelle utvidelser i bruk og oppbevaringstid kan kun skje etter godkjenning fra REK og andre relevante myndigheter. 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. Du har også rett til å få innsyn i sikkerhetstiltakene ved behandling av opplysningene. Du kan klage på behandlingen av dine opplysninger til Datatilsynet og institusjonen sitt personvernombud.

Alle opplysningene vil bli behandlet uten navn og fødselsnummer eller andre direkte gjenkjennende opplysninger (=kodete opplysninger). En kode knytter deg til dine opplysninger gjennom en navneliste. Det er kun prosjektleder og masterstudent som har tilgang til denne listen.

Publisering av resultater er en nødvendig del av forskningsprosessen. All publisering skal gjøres slik at enkelt deltakere ikke skal kunne gjenkjennes, men vi plikter å informere deg om at vi ikke kan utelukke at det kan skje.

Opplysningene om deg vil bli oppbevart i fem år etter prosjektslutt av kontrollhensyn. Opplysningene om deg vil bli lagret ansvarlig og korrekt av UiT – Norges Arktiske Universitet og vil ikke være lagret av masterstudent. Opplysningene vil ikke være lagret utover TSD og godkjente områder levert av UiT.

FORSIKRING VED EVENTUELL SKADE

Ved eventuelle skader i regi av eller som følge av denne treningen vil dette dekkes av Norsk Pasientskadeerstatning slik det ellers gjør under behandling.

ØKONOMI

Prosjektet er i regi av UiT – Norges Arktiske Universitet som en mastergradsoppgave. Dette betyr at det ikke har noen økonomiske konsekvenser for deg som deltaker i prosjektet. Det er heller ikke et støttet eller sponset arbeid. Prosjektet har heller ingen interessekonflikter.

GODKJENNINGER

Regional komité for medisinsk og helsefaglig forskningsetikk har gjort en forskningsetisk vurdering og godkjent prosjektet. Saksnummer for tilhørende søknad til REK er 285806.

UiT – Norges Arktiske Universitet og prosjektleder Gyrd Thrane er ansvarlig for personvernet i prosjektet.

Vi behandler opplysningene basert på UiT – Norges Arktiske Universitet sine retningslinjer for trygg og forsvarlig lagring av sensitiv informasjon.

KONTAKTOPPLYSNINGER

Dersom du har spørsmål til prosjektet eller ønsker å trekke deg fra deltakelse, kan du kontakte Gyrd Thrane på enten telefonnummer 77 66 06 15 og e-postadresse gyrd.thrane@uit.no.

Dersom du har spørsmål om personvernet i prosjektet, kan du kontakte personvernombudet ved institusjonen: personvernombud@uit.no

JEG SAMTYKKER TIL Å DELTA I PROSJEKTET OG TIL AT MINE PERSONOPPLYSNINGER OG
MITT BIOLOGISKE MATERIALE BRUKES SLIK DET ER BESKREVET

Sted og dato

Deltakers signatur

Deltakers navn med trykte bokstaver

ABC – Activity-specific balance confidence scale

Testen utviklet av Powell og Myers (1995) og brukes for kartlegging av selvtillit i aktivitetsspesifikk balanse, og har god relevans til Parkinson sykdom (Keus et al., 2014).

I studien er testen oversatt etter beste evne og modifisert noe til norske forhold. Intervjueren stiller spørsmål om hvor sikker eller trygg personen som testes er på å ikke miste balansen i forskjellige situasjoner. Deltakeren svarer ved å tallfeste egenopplevd balanse med tall fra 1, svært usikker/utrygg til 10, svært sikker/trygg. Totalscoren på testen er et resultat av gjennomsnittet av summeringen av de 16 spørsmålene. Opprinnelig angis svarene i prosent med intervaller på 10, men for enkelthetsens skyld blir det bruk enkle tall fra 1-10.

Spørsmålene som stilles er:

«Hvor sikker eller trygg føler du at du er på å ikke miste balansen når...»

- 1 ... du går rundt i hjemmet?
- 2 ... du går opp eller ned trapper?
- 3 ... du bøyer deg ned for å plukke opp en tøffel eller sko fra gulvet?
- 4 ... du strekker deg etter en boks på en hylle i øyehøyde?
- 5 ... du står på tærne og strekker deg etter noe over øyehøyde?
- 6 ... du står på en stol og strekker deg etter noe?
- 7 ... du feier gulvet?
- 8 ... du går ut av huset til en ventende bil?
- 9 ... du går inn eller ut av en bil
- 10 ... du skal krysse en gate?
- 11 ... du går opp eller ned av fortauet eller en kantstein?
- 12 ... du går inne på et kjøpesenter hvor folk passerer hurtig forbi?
- 13 ... andre dulter borti deg når du går på et kjøpesenter?
- 14 ... du går på eller av rulletrappen og holder i gelenderet?
- 15 ... du går på eller av rulletrappen, men ikke kan holde i gelenderet fordi du bærer varer?
- 16 ... du går på et islagt fortau?

Gjennomsnitt: _____

Referanser

- Keus, S., Munneke, M., Graziano, M., Paltamaa, J., Pelosin, E., Domingos, J., . . . Struiksma, C. (2014). European physiotherapy guideline for Parkinson's disease. *The Netherlands: KNGF/ParkinsonNet*. Hentet fra https://www.parkinsonnet.nl/app/uploads/sites/3/2019/11/eu_guideline_parkinson_guideline_for_pt_s1.pdf
- Powell, L. E. & Myers, A. M. (1995). The activities-specific balance confidence (ABC) scale. *The Journals of Gerontology Series A: Biological Sciences and Medical Sciences*, 50(1), M28-M34.

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 STILLINGSENDING**DELSKÅR: /6****1. SITTEDE TIL STÅENDE**

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

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

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

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

2. REISE SEG OPP PÅ TÅ

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

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

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

(0) Alvorlig: Utfører hodebevegelsene med nedsatt balanse.

12. GANGE MED 180 GRADERS VENDING

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

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

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

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

13. GÅ OVER HINDRING

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

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

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

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

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

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

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

TUG: ____ sek.

Dual Task TUG: ____ sek.

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

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

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

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

TOTAL SKÅR: ____/28

Mini-BESTest instruksjoner

Pasienten skal ha sko med lav hæl ELLER være barbent.

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

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

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

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

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

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

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

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

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

App. 5.2 10 Meter Walk (10MW)**General information:**

- assistive devices are allowed, physical assistance not
- the test can be performed at preferred walking and at fastest speed possible
- measure and mark a 10-meter walkway, such as with tape or chalk; allow 2 additional meters at the ends for acceleration and deceleration
- if a 14 meter space is unavailable, a 6MW can be performed, requiring 10m space
- carry out three trials to calculate a mean time and speed
- start timing when the toes of the leading foot crosses the first line
- stop timing when the toes of the leading foot crosses the second line
- calculate the average time over the three trials
- when used to estimate cueing frequency: count number of steps needed for the 10MW

Patient Instructions:

- For comfortable speed: *I will say ready, set, go. When I say go, walk at your most comfortable speed until I say stop.*
- For maximum speed: *I will say ready, set, go. When I say go, walk as fast as you safely can until I say stop.*

Date: _____

Name pwp: _____ Name physiotherapist: _____

Circumstances of measurement:

- Time of the day: _____
- Time after medication intake: _____
- Medication dose: _____
- If applicable, on or off state: _____
- Location: _____
- Shoes worn by the pwp: _____
- Assistive devices used by the pwp: _____

Speed	Time trial 1 (seconds)	Time trial 2 (seconds)	Time trial 3 (seconds)	Mean time 10MW (seconds)	Speed (m/s)
Comfortable speed					
Fast speed					

At risk for falling: see 3-step falls prediction model (Appendix 5.1)

Minimal detectable change: comfortable speed 0.18m/s (16% of baseline score) and fast speed 0.25m/s (17% of baseline score)⁴⁶⁹

Step frequency	Steps trial 1	Steps trial 2	Steps trial 3	Mean no of steps 10MW	Steps/minute
Comfortable speed					
Fast speed					

Protokoll 6 min gangtest

6 minutter gangtest er en test av funksjonell kapasitet som er enkel å administrere, krever lite utstyr og kan gjennomføres innendørs. Testen er blant annet benyttet i et stort forskningsprogram om muskel- skjelettlidelser og fysioterapi i primærhelsetjenesten, kalt [FYSIOPRIM](#). FYSIOPRIM er finansiert av Fond til etter- og videreutdanning i fysioterapi og er forankret ved Seksjon for helsefag, Medfak, UiO. Ett av formålene med prosjektet er å teste ut enkle tester av fysisk form som er mulig å gjennomføre for de fleste og i de fleste situasjoner¹.

Utstyr

To kjebler

Tape

Pulsmåler

Stoppeklokke

Testperson bør ha på joggesko/fritidssko

[Borg skala](#)

Gjennomføring

To kjebler settes opp med minimum 15 meters mellomrom (må tilpasses lokalet, men viktig med samme distanse hver gang). Det markeres med tape for hver meter. Det må også være en stol tilgjengelig slik at testpersonen kan sette seg ned hvis behov. Testpersonen kan bruke ganghjelpemidler hvis nødvendig.

Instruksjon: " Du skal nå gå en gangtest der du skal gå i 6 minutter rundt disse to kjeblene. Målet med denne testen er å gå så langt som mulig på 6 minutter, **ergo må du gå så fort du klarer**. (Du har lov til å senke farten, stoppe og eventuelt sette deg ned hvis det er behov for det, men fortsette å gå så snart du orker det) Jeg kommer til å gi beskjed for hvert minutt som går. Du får ikke lov til å jogge eller løpe. Nå skal jeg vise deg hvordan du skal gå.»

Demonstrér ved å gå en runde selv. Gå hurtig og vis hvordan man raskt går rundt kjeblen.

«Er du klar? Klar, ferdig, GÅ!.»

Tell antall runder testpersonen går.

1 min: "Da har du gått i 1 min. Dette går bra."

2 min: "Da har du gått i 2 minutter. Fortsett i dette tempoet."

3 min: "Da har du gått i 3 minutter. Dette går bra."

4 min: "Da har du gått i 4 minutter. Fortsett i dette tempoet."

5 min: "Da har du gått i 5 minutter, 1 minutt igjen. Dette går bra."

15 sek igjen: "Nå kommer jeg snart til å fortelle deg at du skal stoppe, og når jeg gjør det kan du bare bli stående på stedet og så kommer jeg bort til deg."

6 min: "Stopp! Hva er pulsen din?«

Noter puls og antall meter testpersonen har gått.

Ved tidspunkt 6 min. kan testpersonen også bli spurt hvor han/hun er i henhold til Borg skala.

Ikke gi noen annen form for oppmuntring til testpersonen. Hvis testpersonen trenger en pause, si: "Du kan hvile litt hvis du ønsker det, og så fortsette å gå så snart du klarer

¹ <http://www.med.uio.no/helsam/forskning/prosjekter/fysisk-funksjon/index.html>

det.” Ikke stopp klokken. Hvis testpersonen stopper underveis og ikke orker å fullføre, noter ned gangdistansen, tiden og grunnen til at testpersonen stoppet.

Denne guiden er oversatt fritt av FYSIOPRIM fra American Thoracic Society. Du kan lese mer om testen [her](#).

Tolking av resultater:

- Endringen må være på minimum 50 meter for å konkludere med en forverring eller forbedring i gangdistanse. Mindre endringer vil ligge innenfor normalvariasjon for testen. Lengre gangdistanse med samme eller lavere puls er et uttrykk for forbedring av funksjonell kapasitet. Hvis gangavstanden er lik, men pulsen lavere, kan det være et uttrykk for forbedring av funksjonell kapasitet.
- Endring i Borg skala. Hvis testpersonen vurderer seg til å være lavere på Borg skala, kan dette indikere en endring

Hvem passer testen for?

- Testen er laget til bruk i helsetjenesten i klinisk praksis med pasienter.
- Testen kan brukes for alle som er i dårlig fysisk form eller ikke kan jogge/løpe
- Testen kan brukes som verktøy for screening til treningsveiledning, og evaluering av gangdistanse

Merknader:

Blodtrykksmedisin kan påvirke pulsen, og personer som går på blodtrykksmedisin vil ofte ikke få pulsøkning i samme grad

Styrker

- Testen er funksjonell
- De aller fleste klarer å gjennomføre testen
- Testen har gode måleegenskaper (reliabilitet, validitet og sensitivitet for endring)
- Det kreves lite, enkelt og billig utstyr
- Testen kan gjennomføres både inne og ute
- Krever lite forkunnskaper hos de som skal administrere testen
- Testen er lett å forstå

Svakheter

- Testen sier ikke noe om maksimalt oksygenopptak
- Testen sier ikke noe om årsaker eller mekanismer relatert til funksjonell kapasitet

Praktiske tips:

- Testpersoner bør bruke joggesko/fritidssko og ledige klær
- Dersom man ikke har pulsklokke kan testen gjennomføres med manuell pulsmåling, men det kan da være vanskeligere å registrere nøyaktig puls
- Testen bør gjennomføres med en person av gangen, slik at vedkommende får full oppmerksomhet
- Gjennomføringen kan tilpasses omgivelsene, men må gjøres helt likt fra gang til gang for samme testperson

Vedlegg: Oversikt data for deltaker A

Deltaker A	Baseline				Gj. Snitt	SD	+ 2 SD	- 2 SD	Intervensjon				Post-intervensjon			
	1	2 F	3	4					5	6	7 F	8	9	10	11 F	12
Activity-specific balance confidence scale	56	60,6	41	39	49,15	10,76	70,67	27,63	41	49	38	36	60	48	39	41
Mini-BEST																
1. Antisipatorisk stillingsendring	4	4	4	4	4	0	4	4	4	4	4	5+	4	4	5+	5+
2. Reaktiv postural kontroll	2	3	3	3	2,75	0,5	3,75	1,75	3	3	3	4+	3	4+	4+	4+
3. Sensorisk orientering	4	5	5	4	4,5	0,58	5,65	3,35	5	5	5	5	5	5	5	5
4. Dynamisk gange	8	9	8	9	8,5	0,58	9,65	7,35	9	10	9	9	9	8	9	9
TOTALSCORE Mini-BEST	18	21	20	20	19,75	1,26	22,27	17,23	21	22	21	23	21	21	23	23
Timed up and go test	12,85	12,93	12,78	12,92	12,87	0,07	13,01	12,73	13,03+	12,26-	11,72-	11,81-	12,86	12,03-	13,7+	12,64-
10 METER GANGTEST																
Hastighet selvalgt tempo (m/s)	1,22	1,07	1,39	1,16	1,21	0,13	1,48	0,94	1,16	1,20	1,19	1,14	1,16	1,10	1,06	1,14
Gjennomsnittlig steglengde selvalgt gangtempo (i meter)	0,63	0,56	0,67	0,59	0,61	0,05	0,70	0,51	0,56	0,59	0,59	0,56	0,56	0,56	0,53	0,56
Hastighet maksimalt tempo (m/s)	1,92	1,91	1,55	1,53	1,73	0,22	2,16	1,29	1,56	1,50	1,74	1,67	1,59	1,54	1,43	1,50
Gjennomsnittlig steglengde maksimalt gangtempo (i meter)	0,77	0,77	0,67	0,71	0,73	0,05	0,83	0,63	0,63	0,63	0,67	0,63	0,67	0,63	0,59-	0,63
6 Minutters gangtest	366	314	318	342	335	24,08	383,17	286,83	322	330	343	352	318	315	322	343

F – Fall i perioden mellom fra forrige måling

+ = målepunkt over + 2 SD

- = målepunkt under – 2 SD

Oversikt data for deltaker B

Deltaker B	Baseline				Gj. Snitt	SD	+ 2 SD	- 2 SD	Intervensjon				Post-intervensjon			
	1	2	3	4					5	6 F	7 F	8 SI	9	10	11	12
Activity-specific balance confidence scale	59	63	63	63	62	2	66	58	68+	70+	68+	68+	70+	71+	71+	69+
Mini-BEST																
1. Antisipatorisk stillingsendring	4	4	4	4	4	0	4	4	4	4	5+	5+	5+	4	4	4
2. Reaktiv postural kontroll	3	4	3	3	3,25	0,5	4,25	2,25	3	5+	4	5+	5+	5+	4	4
3. Sensorisk orientering	5	5	6	6	5,5	0,58	6,65	4,35	6	6	6	6	6	6	6	6
4. Dynamisk gange	7	9	8	8	8	0,82	9,63	6,37	9	9	9	10+	10+	9	7	10+
TOTALSCORE Mini-BEST	19	22	21	21	20,75	1,26	23,27	18,23	22	24+	24+	26+	26+	24+	21	24+
Timed up and go test	10,23	7,92	7,79	8,23	8,54	1,14	10,82	6,26	8,57	8,19	7,96	7,91	8,16	8,06	8,21	8,20
10 METER GANGTEST																
Hastighet selvalgt tempo (m/s)	1,42	1,40	1,50	1,50	1,46	0,05	1,56	1,35	1,40	1,50	1,52	1,54	1,53	1,55	1,52	1,54
Gjennomsnittlig steglengde	0,71	0,71	0,67	0,71	0,70	0,02	0,75	0,65	0,67	0,71	0,71	0,71	0,71	0,71	0,71	0,71
selvalgt gangtempo (i meter)																
Hastighet maksimalt tempo (m/s)	2,04	2,60	2,04	1,91	2,15	0,31	2,76	1,53	2,35	2,60	2,93+	2,77+	2,84+	2,77+	2,86+	3,02+
Gjennomsnittlig steglengde maksimalt gangtempo (i meter)	0,71	0,77	0,71	0,71	0,73	0,03	0,78	0,67	0,71	0,71	0,71	0,71	0,71	0,71	0,71	0,77
6 Minutters gangtest	534	587	494	558	543,25	39,34	621,93	464,57	568	582	589	560	563	586	584	595

F – Fall i perioden mellom fra forrige måling

SI – Sykehusinnleggelse i perioden mellom fra forrige måling

+ = målepunkt over + 2 SD

- = målepunkt under - 2 SD

'Stable' tasks: session 1

Initial - HR:	BP:	Repeat 1 - HR:	BP:	Repeat 2 - HR:	BP:
----------------------	------------	-----------------------	------------	-----------------------	------------

Voluntary task	Adaptation to reduce difficulty	Adaptation to increase difficulty	Perturbation	Outcome (0= \leq 2 steps, 1=multi step, X=loss of balance)	RPC	# Rests during task	Rest after task (Y/N)
Standing still with feet hip-width apart	<input type="checkbox"/> Wide BOS	<input type="checkbox"/> Feet together	6 multi-directional lean-and-release				
Standing still with feet hip-width apart, eyes closed	<input type="checkbox"/> Wide BOS	<input type="checkbox"/> Feet together	6 multi-directional lean-and-release				
Standing still with feet hip-width apart, on a thin foam mat	<input type="checkbox"/> Wide BOS	<input type="checkbox"/> Feet together	6 multi-directional lean-and-release				
Standing still with feet hip-width apart, on a thick foam pad	<input type="checkbox"/> Wide BOS	<input type="checkbox"/> Feet together	6 multi-directional lean-and-release				
Standing still with feet hip-width apart, turning head left and right	<input type="checkbox"/> Wide BOS	<input type="checkbox"/> Feet together	6 multi-directional lean-and-release				
Standing still with feet hip-width apart, looking up and down	<input type="checkbox"/> Wide BOS	<input type="checkbox"/> Feet together	6 multi-directional lean-and-release				
Standing with feet hip-width apart, counting backwards by 3's	<input type="checkbox"/> Wide BOS	<input type="checkbox"/> Feet together	6 multi-directional lean-and-release				

Voluntary task	Adaptation to reduce difficulty	Adaptation to increase difficulty	Perturbation	Outcome (0= \leq 2 steps, 1=multi step, X=loss of balance)	RPC	# Rests during task	Rest after task (Y/N)
Standing with feet hip-width apart, eyes closed & counting backwards by 3's	<input type="checkbox"/> Wide BOS	<input type="checkbox"/> Feet together	6 multi-directional lean-and-release				
Standing with feet hip-width apart, rapid weight-shifting left and right	<input type="checkbox"/> Wide BOS	<input type="checkbox"/> Feet together	6 multi-directional push/pull				
Standing with feet hip-width apart, or in stride position, rapid weight-shifting forward and backward	<input type="checkbox"/> Wide BOS	<input type="checkbox"/> Feet together	6 multi-directional push/pull				
Standing with feet hip-width apart, throwing & catching a ball	<input type="checkbox"/> Wide BOS	<input type="checkbox"/> Feet together	internal				
Standing with feet hip-width apart, rapid arm raises forward and to the sides	<input type="checkbox"/> Wide BOS	<input type="checkbox"/> Feet together	internal				

HR: _____

BP: _____

Overall rating of perceived challenge: _____

TOTALS/AVERAGES		0= 1= X=				

Overall comments for the session: _____

'Stable' tasks: Session 2

Initial - HR:	BP:	Repeat 1 - HR:	BP:	Repeat 2 - HR:	BP:
----------------------	------------	-----------------------	------------	-----------------------	------------

Voluntary task	Adaptation to reduce difficulty	Adaptation to increase difficulty	Perturbation	Outcome (0= \leq 2 steps, 1=multi step, X=loss of balance)	RPC	# Rests during task	Rest after task (Y/N)
Standing still with feet hip-width apart	<input type="checkbox"/> Wide BOS	<input type="checkbox"/> Feet together	6 multi-directional lean-and-release				
Standing still with feet hip-width apart, eyes closed	<input type="checkbox"/> Wide BOS	<input type="checkbox"/> Feet together	6 multi-directional lean-and-release				
Standing still with feet hip-width apart, on a thin foam mat	<input type="checkbox"/> Wide BOS	<input type="checkbox"/> Feet together	6 multi-directional lean-and-release				
Standing still with feet hip-width apart, on a thick foam pad	<input type="checkbox"/> Wide BOS	<input type="checkbox"/> Feet together	6 multi-directional lean-and-release				
Standing still with feet hip-width apart, turning head left and right	<input type="checkbox"/> Wide BOS	<input type="checkbox"/> Feet together	6 multi-directional lean-and-release				
Standing still with feet hip-width apart, looking up and down	<input type="checkbox"/> Wide BOS	<input type="checkbox"/> Feet together	6 multi-directional lean-and-release				
Standing with feet hip-width apart, counting backwards by 3's	<input type="checkbox"/> Wide BOS	<input type="checkbox"/> Feet together	6 multi-directional lean-and-release				
Standing with feet hip-width apart, eyes closed & counting backwards by 3's	<input type="checkbox"/> Wide BOS	<input type="checkbox"/> Feet together	6 multi-directional lean-and-release				
Standing with feet hip-width apart, rapid weight-shifting left and right	<input type="checkbox"/> Wide BOS	<input type="checkbox"/> Feet together	6 multi-directional push/pull				

Voluntary task	Adaptation to reduce difficulty	Adaptation to increase difficulty	Perturbation	Outcome (0= \leq 2 steps, 1=multi step, X=loss of balance)	RPC	# Rests During task	Rest After task (Y/N)
Standing with feet hip-width apart, or in stride position, rapid weight-shifting forward and backward	<input type="checkbox"/> Wide BOS	<input type="checkbox"/> Feet together	6 multi-directional push/pull				
Standing with feet hip-width apart, throwing & catching a ball	<input type="checkbox"/> Wide BOS	<input type="checkbox"/> Feet together	internal				
Standing with feet hip-width apart, rapid arm raises forward and to the sides	<input type="checkbox"/> Wide BOS	<input type="checkbox"/> Feet together	internal				
Rapid stepping forward with alternate feet	<input type="checkbox"/> Short steps	<input type="checkbox"/> Long steps	internal				
Rapid stepping backward with alternate feet	<input type="checkbox"/> Short steps	<input type="checkbox"/> Long steps	internal				
Rapid stepping to the right (right foot)	<input type="checkbox"/> Short steps	<input type="checkbox"/> Long steps	internal				
Rapid stepping to the left (left foot)	<input type="checkbox"/> Short steps	<input type="checkbox"/> Long steps	internal				

HR: _____

BP: _____

Overall rating of perceived challenge: _____

TOTALS/AVERAGES	0= I= X=				

Overall comments for the session: _____

'Quasi-mobile' tasks: Session 3

Initial - HR:	BP:	Repeat 1 - HR:	BP:	Repeat 2 - HR:	BP:
----------------------	------------	-----------------------	------------	-----------------------	------------

Voluntary task	Adaptation to reduce difficulty	Adaptation to increase difficulty	Perturbation	Outcome (0= \leq 2 steps, 1=multi step, X=loss of balance)	RPC	# Rests during task	Rest after task (Y/N)
Rapid stepping forward with alternate feet	<input type="checkbox"/> Short steps	<input type="checkbox"/> Long steps	6 multi-directional push/pull				
Rapid stepping backward with alternate feet	<input type="checkbox"/> Short steps	<input type="checkbox"/> Long steps	6 multi-directional push/pull				
Rapid stepping to alternate sides	<input type="checkbox"/> Short steps	<input type="checkbox"/> Long steps	6 multi-directional push/pull				
Rapid tap-ups forward with alternate feet	<input type="checkbox"/> Low step Step Height: ____	<input type="checkbox"/> Unstable surface (e.g. soccer ball)	6 multi-directional push/pull				
Walking in place	<input type="checkbox"/> Feet barely off floor	<input type="checkbox"/> Knees to hip-height	6 multi-directional push/pull				
Rapid stepping forward with alternate feet, on a thin foam mat	<input type="checkbox"/> Short steps	<input type="checkbox"/> Long steps	6 multi-directional push/pull				
Rapid stepping backward with alternate feet, on a thin foam mat	<input type="checkbox"/> Short steps	<input type="checkbox"/> Long steps	6 multi-directional push/pull				

Voluntary task	Adaptation to reduce difficulty	Adaptation to increase difficulty	Perturbation	Outcome (0= \leq 2 steps, 1=multi step, X=loss of balance)	RPC	# Rests during task	Rest after task (Y/N)
Rapid stepping to alternate sides, on a thin foam mat	<input type="checkbox"/> Short steps	<input type="checkbox"/> Long steps	6 multi-directional push/pull				
Rapid tap-ups forward with alternate feet, on a thin foam mat	<input type="checkbox"/> Low step Step Height: _____	<input type="checkbox"/> Unstable surface (e.g. soccer ball)	6 multi-directional push/pull				
Walking in place, on a thin foam mat	<input type="checkbox"/> Feet barely off floor	<input type="checkbox"/> Knees to hip-height	6 multi-directional push/pull				

HR: _____

BP: _____

Overall rating of perceived challenge: _____

TOTALS/AVERAGES	0=	1=	X=				

Overall comments for the session: _____

'Quasi-mobile' tasks: Session 4

Initial - HR:	BP:	Repeat 1 - HR:	BP:	Repeat 2 - HR:	BP:
----------------------	------------	-----------------------	------------	-----------------------	------------

Voluntary task	Adaptation to reduce difficulty	Adaptation to increase difficulty	Perturbation	Outcome (0= \leq 2 steps, 1=multi step, X=loss of balance)	RPC	# Rests during task	Rest after task (Y/N)
Rapid stepping forward and backward with right foot	<input type="checkbox"/> Short steps; rest in stance	<input type="checkbox"/> Long steps	6 multi-directional push/pull				
Rapid stepping forward and backward with left foot	<input type="checkbox"/> Short steps; rest in stance	<input type="checkbox"/> Long steps	6 multi-directional push/pull				
Rapid tap-ups forward with alternate feet	<input type="checkbox"/> Low step Step Height: ____	<input type="checkbox"/> Unstable surface (e.g. soccer ball)	6 multi-directional push/pull				
Rapid step-ups with alternate feet	<input type="checkbox"/> Low step Step Height: ____	<input type="checkbox"/> Unstable surface (e.g. dense foam)	6 multi-directional push/pull				
Rapid tap-ups to alternate sides	<input type="checkbox"/> Low step Step Height: ____	<input type="checkbox"/> Unstable surface (e.g. soccer ball)	6 multi-directional push/pull				
Rapid stepping forward and backward with right foot, on a thin foam mat	<input type="checkbox"/> Short steps; rest in stance	<input type="checkbox"/> Long steps	6 multi-directional push/pull				
Rapid stepping forward and backward with left foot, on a thin foam mat	<input type="checkbox"/> Short steps; rest in stance	<input type="checkbox"/> Long steps	6 multi-directional push/pull				

Voluntary task	Adaptation to reduce difficulty	Adaptation to increase difficulty	Perturbation	Outcome (0= \leq 2 steps, 1=multi step, X=loss of balance)	RPC	# Rests during task	Rest after task (Y/N)
Rapid tap-ups forward with alternate feet, on a thin foam mat	<input type="checkbox"/> Low step Step Height: ____	<input type="checkbox"/> Unstable surface (eg. soccer ball)	6 multi-directional push/pull				
Rapid step-ups with alternate feet, on a thin foam mat	<input type="checkbox"/> Low step Step Height: ____	<input type="checkbox"/> Unstable surface (eg. dense foam)	6 multi-directional push/pull				
Rapid tap-ups to alternate sides, on a thin foam mat	<input type="checkbox"/> Low step Step Height: ____	<input type="checkbox"/> Unstable surface (eg. soccer ball)	6 multi-directional push/pull				

HR: _____

BP: _____

Overall rating of perceived challenge: _____

TOTALS/AVERAGES	0= 1= X=				

Overall comments for the session: _____

'Quasi-mobile' tasks: Session 5

Initial - HR:	BP:	Repeat 1 - HR:	BP:	Repeat 2 - HR:	BP:
----------------------	------------	-----------------------	------------	-----------------------	------------

Voluntary task	Adaptation to reduce difficulty	Adaptation to increase difficulty	Perturbation	Outcome (0= \leq 2 steps, 1=multi step, X=loss of balance)	RPC	# Rests during task	Rest after task (Y/N)
Rapid stepping forward and backward with right foot	<input type="checkbox"/> Short steps; rest in stance	<input type="checkbox"/> Long steps	6 multi-directional push/pull				
Rapid stepping forward and backward with left foot	<input type="checkbox"/> Short steps; rest in stance	<input type="checkbox"/> Long steps	6 multi-directional push/pull				
Rapid stepping to alternate sides	<input type="checkbox"/> Short steps	<input type="checkbox"/> Long steps	6 multi-directional push/pull				
Rapid diagonal forward stepping with alternate feet	<input type="checkbox"/> Short steps	<input type="checkbox"/> Long steps	6 multi-directional push/pull				
Walking in place	<input type="checkbox"/> Feet barely off floor	<input type="checkbox"/> Knees to hip-height	6 multi-directional push/pull				
Walking in place, eyes closed	<input type="checkbox"/> Feet barely off floor	<input type="checkbox"/> Knees to hip-height	6 multi-directional push/pull				
Rapid stepping with alternate feet in random cued direction	<input type="checkbox"/> Short steps	<input type="checkbox"/> Long steps	6 multi-directional push/pull				

Voluntary task	Adaptation to reduce difficulty	Adaptation to increase difficulty	Perturbation	Outcome (0= \leq 2 steps, 1=multi step, X=loss of balance)	RPC	# Rests during task	Rest after task (Y/N)
Rapid step-ups with alternate feet	<input type="checkbox"/> Low step Step Height: ____	<input type="checkbox"/> Unstable surface (e.g. dense foam)	6 multi-directional push/pull				
Rapid tap-ups forward with alternate feet	<input type="checkbox"/> Low step Step Height: ____	<input type="checkbox"/> Unstable surface (e.g. soccer ball)	6 multi-directional push/pull				
Rapid tap-ups to alternate sides	<input type="checkbox"/> Low step Step Height: ____	<input type="checkbox"/> Unstable surface (e.g. soccer ball)	6 multi-directional push/pull				

HR: _____

BP: _____

Overall rating of perceived challenge: _____

TOTALS/AVERAGES	0= 1= X=				

Overall comments for the session: _____

'Quasi-mobile' tasks: Session 6

Initial - HR:	BP:	Repeat 1 - HR:	BP:	Repeat 2 - HR:	BP:
----------------------	------------	-----------------------	------------	-----------------------	------------

Voluntary task	Adaptation to reduce difficulty	Adaptation to increase difficulty	Perturbation	Outcome (0= \leq 2 steps, 1=multi step, X=loss of balance)	RPC	# Rests during task	Rest after task (Y/N)
Rapid stepping forward with alternate feet	<input type="checkbox"/> Short steps	<input type="checkbox"/> Long steps	6 multi-directional push/pull				
Rapid stepping backward with alternate feet	<input type="checkbox"/> Short steps	<input type="checkbox"/> Long steps	6 multi-directional push/pull				
Rapid stepping to alternate sides	<input type="checkbox"/> Short steps	<input type="checkbox"/> Long steps	6 multi-directional push/pull				
Walking in place, eyes closed	<input type="checkbox"/> Feet barely off floor	<input type="checkbox"/> Knees to hip-height	6 multi-directional push/pull				
'jogging' (or fast walking) in place	<input type="checkbox"/> Feet barely off floor	<input type="checkbox"/> Knees to hip-height	6 multi-directional push/pull				
Rapid diagonal forward stepping with alternate feet	<input type="checkbox"/> Short steps	<input type="checkbox"/> Long steps	6 multi-directional push/pull				
Rapid stepping with alternate feet in random cued direction	<input type="checkbox"/> Short steps	<input type="checkbox"/> Long steps	6 multi-directional push/pull				

Voluntary task	Adaptation to reduce difficulty	Adaptation to increase difficulty	Perturbation	Outcome (0= \leq 2 steps, 1=multi step, X=loss of balance)	RPC	# Rests during task	Rest after task (Y/N)
'Jogging' (or fast walking) in place, on a thin foam mat	<input type="checkbox"/> Feet barely off floor	<input type="checkbox"/> Knees to hip-height	6 multi-directional push/pull				
Rapid diagonal forward stepping with alternate feet, on a thin foam mat	<input type="checkbox"/> Short steps	<input type="checkbox"/> Long steps	6 multi-directional push/pull				
Rapid stepping with alternate feet in random cued direction, on a thin foam mat	<input type="checkbox"/> Short steps	<input type="checkbox"/> Long steps	6 multi-directional push/pull				

HR: _____

BP: _____

Overall rating of perceived challenge: _____

TOTALS/AVERAGES	0= 1= X=				

Overall comments for the session: _____

'Mobile' tasks: Session 7

Initial - HR:	BP:	Repeat 1 - HR:	BP:	Repeat 2 - HR:	BP:
----------------------	------------	-----------------------	------------	-----------------------	------------

Voluntary task	Adaptation to reduce difficulty	Adaptation to increase difficulty	Perturbation	Outcome (0= \leq 2 steps, 1=multi step, X=loss of balance)	RPC	# Rests during task	Rest after task (Y/N)
Walking forward	<input type="checkbox"/> Short steps; walk slowly	<input type="checkbox"/> Long steps; traffic light	6 multi-directional push/pull				
Walking forward, turning head left and right	<input type="checkbox"/> Short steps; walk slowly	<input type="checkbox"/> Long steps; traffic light	6 multi-directional push/pull				
Walking forward, looking up and down	<input type="checkbox"/> Short steps; walk slowly	<input type="checkbox"/> Long steps; traffic light	6 multi-directional push/pull				
Walking and stepping over obstacles	<input type="checkbox"/> Low/short obstacles Define: _____	<input type="checkbox"/> High/long obstacles Define: _____	6 multi-directional push/pull				
Forward braiding	<input type="checkbox"/> Walk on the line	<input type="checkbox"/> Step further across; long steps; traffic light	6 multi-directional push/pull				
Side stepping	<input type="checkbox"/> Short steps	<input type="checkbox"/> Long steps	6 multi-directional push/pull				
Turning on the spot (alternate between turning to the left and to the right)	<input type="checkbox"/> Turn slowly	<input type="checkbox"/> Turn quickly	6 multi-directional push/pull				

Voluntary task	Adaptation to reduce difficulty	Adaptation to increase difficulty	Perturbation	Outcome (0= \leq 2 steps, 1=multi step, X=loss of balance)	RPC	# Rests during task	Rest after task (Y/N)
Turning on the spot with eyes closed (alternate between turning to the left and to the right)	<input type="checkbox"/> Turn slowly	<input type="checkbox"/> Turn quickly	6 multi-directional push/pull				
Turning on the spot, in cued direction	<input type="checkbox"/> Turn slowly	<input type="checkbox"/> Turn quickly	6 multi-directional push/pull				
Four square stepping	<input type="checkbox"/> Short steps	<input type="checkbox"/> Long steps	6 multi-directional push/pull				

HR: _____

BP: _____

Overall rating of perceived challenge: _____

TOTALS/AVERAGES	0=				
	1=				
	X=				

Overall comments for the session: _____

'Mobile' tasks: Session 8

Initial - HR:	BP:	Repeat 1 - HR:	BP:	Repeat 2 - HR:	BP:
----------------------	------------	-----------------------	------------	-----------------------	------------

Voluntary task	Adaptation to reduce difficulty	Adaptation to increase difficulty	Perturbation	Outcome (0= \leq 2 steps, 1=multi step, X=loss of balance)	RPC	# Rests during task	Rest after task (Y/N)
Walking forward	<input type="checkbox"/> Short steps; walk slowly	<input type="checkbox"/> Long steps; traffic light	6 multi-directional push/pull				
Walking backward	<input type="checkbox"/> Short steps; walk slowly	<input type="checkbox"/> Long steps; traffic light	6 multi-directional push/pull				
Walking forward with eyes closed	<input type="checkbox"/> Short steps; walk slowly	<input type="checkbox"/> Long steps; walk quickly	6 multi-directional push/pull				
Tandem walking forward	<input type="checkbox"/> Not heel-toe; steps close to line	<input type="checkbox"/> Traffic light	6 multi-directional push/pull				
Side stepping	<input type="checkbox"/> Short steps	<input type="checkbox"/> Long steps	6 multi-directional push/pull				
Sideways braiding	<input type="checkbox"/> Steps not fully crossed	<input type="checkbox"/> Traffic light	6 multi-directional push/pull				
Side stepping over obstacles	<input type="checkbox"/> Low/short obstacles Define: _____	<input type="checkbox"/> High/long obstacles Define: _____	6 multi-directional push/pull				

Voluntary task	Adaptation to reduce difficulty	Adaptation to increase difficulty	Perturbation	Outcome (0= \leq 2 steps, 1=multi step, X=loss of balance)	RPC	# Rests during task	Rest after task (Y/N)
Turning on the spot (alternate between turning to the left and to the right)	<input type="checkbox"/> Turn slowly	<input type="checkbox"/> Turn quickly	6 multi-directional push/pull				
Turning on the spot in cued direction	<input type="checkbox"/> Turn slowly	<input type="checkbox"/> Turn quickly	6 multi-directional push/pull				
Four square stepping	<input type="checkbox"/> Short steps	<input type="checkbox"/> Long steps	6 multi-directional push/pull				

HR: _____

BP: _____

Overall rating of perceived challenge: _____

TOTALS/AVERAGES	0=				
	1=				
	X=				

Overall comments for the session: _____

