

# Postural balanse og vestibulær funksjon hos hørselshemmede voksne

- en kasus-kontroll studie

Ingunn Andersen



MASTEROPPGAVE I HELSEFAG  
STUDIERETNING FYSIOTERAPIVITENSKAP  
INSTITUTT FOR SAMFUNNSMEDISINSKE FAG  
UNIVERSITETET I BERGEN  
VÅR 2014

# FORORD

Denne studien er siste og avsluttende del av min mastergrad i fysioterapivitenskap. Studien har vært et selvstendig prosjekt, men mange har bidratt i prosessen. Velviljen og entusiasmen jeg har møtt i forbindelse med studien har vært overveldende. Uten all denne støtten hadde prosjektet vanskelig latt seg gjennomføre. Det har vært mange skritt å tråkke opp i arbeidet med studien, og veien har til tider føltes lang, men det har vært en veldig spennende reise og jeg har lært mye innenfor ulike områder. Denne kunnskapen og erfaringen er jeg svært takknemlig for, og jeg ønsker å takke alle som har gjort denne studien mulig:

- Takk til alle forsøkspersonene som gav av sin tid for å delta i studien.
- Takk til Trondheims Døveforening (TDF) og Rødbyggets Akademiske Forum for Tegnspråklige (RAFT) for hjelp til rekruttering av forsøkspersoner.
- Takk til NAV Hjelpemiddelsentral Sør-Trøndelag for godt samarbeid og god tolketjeneste. De har vært svært imøtekommende og fleksible.
- Takk til Norges døveforbund (NDF), Eckbos legater og Fond til Etter og Videreutdanning av fysioterapeuter som har bidratt med økonomisk støtte.
- Takk til Jorunn Helbostad og NTNU/St. Olav Hospital for utlån av testutstyr (kinematiske sensorer).
- Takk til St.Olav Hospital for utlån av personell, legekantor og testutstyr i forbindelse med de vestibulære undersøkelsene. En stor takk rettes spesielt til professor og overlege Krister Brantberg for planlegging og gjennomføring av undersøkelsene. Takk til både dr. Brantberg og dr. Berit Holmeslet for hjelp til å evaluere resultatene av de vestibulære undersøkelsene.
- Takk til Høgskolen i Sør-Trøndelag som stilte sitt bevegelseslaboratorium til disposisjon. En stor takk til Ann-Kristin Stensdotter for mye god veiledning, for kreative løsninger i forhold til balansetestingen, samt for all velvilje, tid og ressurser som har blitt stilt til rådighet. Takk til stipendiatene Joakim Bjerke og Håvard Lorås som hjalp til under datainnsamlingen.
- En stor takk går til Rolf Moe-Nilssen som min hovedveileder. Veiledningen har vært fylt med god pedagogikk og mange spennende diskusjoner. Han har imponert meg med sitt engasjement og kunnskap innfor forskningsfeltet, og hans engasjement har smittet over på meg. Han er en mann med mange jern i ilden, men som alltid hadde tid til å veilede og hjelpe meg fremover.
- Takk til Kirsti Gjerde og Toril Falchenberg for korrekturlesning og nyttige tilbakemeldinger.
- Til slutt ønsker jeg å takke mine kjære venner, familiemedlemmer og min samboer Emir for at dere alltid støtter meg. Dere betyr mye for meg. Og ikke minst takk til min kjære Emma (som kom til verden julaften 2012) for at du har satt alt i et nytt perspektiv.

Oslo, mars 2014

Ingunn Andersen

# INNHALDSFORTEGNELSE

<b>1 STUDIENS TEORETISKE FORANKRING .....</b>	<b>10</b>
1.1 PRESENTASJON AV PROBLEMOMRÅDET OG BAKGRUNN FOR VALG AV TEMA .....	10
1.2 POSTURAL BALANSE I LYS AV SYSTEMTILNÆRMINGEN .....	11
1.3 DE SENSORISKE SYSTEMENES BIDRAG TIL POSTURAL BALANSE.....	13
1.4 DET VESTIBULÆRE SYSTEMET .....	15
1.5 UTVIKLING AV DE SENSORISKE SYSTEMENE.....	15
1.6 HØRSELSHEMMING .....	16
1.7 TEST AV POSTURAL BALANSE.....	17
1.8 BALANSERELATERTE MÅLEMETODER OG MÅL PÅ BALANSE .....	19
1.8.1 <i>Stående stilling</i> .....	19
1.8.1.1 Postural svai.....	19
1.8.2 <i>Gange</i> .....	21
1.8.2.1 Trunkusakselerasjon.....	21
1.8.2.2 Gangvariabilitet.....	22
1.8.2.3 Ganghastighet.....	23
1.9 TEST AV VESTIBULÆR FUNKSJON .....	23
1.10 TIDLIGERE FORSKNING .....	25
1.11 HENSIKT OG PROBLEMSTILLINGER .....	27
<b>2 MATERIALE OG METODE .....</b>	<b>29</b>
2.1 VALG AV FORSKNINGSDESIGN OG METODE .....	29
2.2 UTVALG .....	29
2.2.1 <i>Forespørsel og innkalling</i> .....	29
2.2.2 <i>Inklusjons- og eksklusjonskriterier</i> .....	30
2.2.3 <i>Endelig utvalg</i> .....	31
2.3 APPARATUR OG TESTUTSTYR.....	32
2.3.1 <i>Apparatur og testutstyr benyttet ved balansetestene</i> .....	32
2.3.1.1 Kinematiske sensorer .....	33
2.3.1.2 Balansebane og balansepute.....	34
2.3.1.3 Lamper med dimmerfunksjon .....	34
2.3.2 <i>Apparatur og testutstyr benyttet ved de nevro-otologiske testene</i> .....	35
2.4 TESTPROSEDYRER.....	35
2.4.1 <i>Balansetester i stående og gående</i> .....	35
2.4.1.1 Begrunnelse for valg av test og testsituasjon .....	35
2.4.1.2 Test av postural balanse i stående stilling.....	36
2.4.1.3 Test av postural balanse under gange.....	37
2.4.2 <i>Test av vestibulær funksjon - Nevro-otologiske tester</i> .....	38
2.5 DATAINNSAMLING.....	39
2.5.1 <i>Datainnsamling til balanseundersøkelsene</i> .....	39
2.5.2 <i>Datainnsamling til de vestibulære undersøkelsene</i> .....	41
2.6 DATAANALYSE .....	41
2.6.1 <i>Resultatvariabler</i> .....	41
2.6.1.1 RMS Trunkusakselerasjon .....	41
2.6.1.2 Trunkusregularitet.....	42
2.6.1.3 Ganghastighet.....	43
2.6.2 <i>Normalisering av ganghastighet</i> .....	43
2.7 STATISTISKE METODER.....	45
2.7.1 <i>Kontroll over tredjevariabler</i> .....	46
2.7.2 <i>Statistisk analyse av testene i stående stilling</i> .....	46
2.7.3 <i>Statistisk analyse av gangtestene</i> .....	47
2.7.4 <i>Multipel regresjon og gruppegjennomsnitt</i> .....	48
2.8 ETISKE BETRAKTNINGER .....	48

<b>3 RESULTAT .....</b>	<b>50</b>
3.1 GRUPPESAMMENLIGNING AV POSTURAL BALANSE I STÅENDE .....	50
3.2 GRUPPESAMMENLIGNING AV GANGFUNKSJON OG POSTURAL BALANSE UNDER GANGE .....	51
3.3 DE HØRSELSHEMMEDES VESTIBULÆRE FUNKSJON .....	55
<b>4 RESULTATDISKUSJON .....</b>	<b>56</b>
4.1 POSTURAL BALANSE I STÅENDE .....	57
4.1.1 <i>Gruppesammenligning av RMS TA</i> .....	57
4.2 GANGANALYSE OG POSTURAL BALANSE UNDER GANGE .....	58
4.2.1 <i>Gruppesammenligning av RMS trunkusakselerasjon (TA)</i> .....	58
4.2.2 <i>Gruppesammenligning av trunkusregularitet (TR)</i> .....	59
4.2.3 <i>Gruppesammenligning av ganghastighet</i> .....	61
4.3 DE HØRSELSHEMMEDES VESTIBULÆRE FUNKSJON .....	62
4.4 DE HØRSELSHEMMEDES KOMPENSATORISKE STRATEGIER .....	63
4.4.1 <i>De hørselshemmedes kompensasjon med de resterende sensoriske systemene i stående</i> .....	63
4.4.2 <i>De hørselshemmedes kompensasjon med de resterende sensoriske systemene og andre kompensatoriske strategier under gange</i> .....	64
4.5 RESULTATOPPSUMMERING OG KLINISKE IMPLIKASJONER .....	66
<b>5 METODEDISKUSJON .....</b>	<b>68</b>
5.1 RELIABILITET .....	68
5.1.1 <i>Reliabilitet og måleinstrumentene</i> .....	68
5.2 VALIDITET .....	68
5.2.1 <i>Statistisk validitet</i> .....	68
5.2.1.1 <i>Brutte testforutsetninger</i> .....	69
5.2.1.2 <i>Lav statistisk styrke (power)</i> .....	69
5.2.1.3 <i>Mangel på klinisk betydning</i> .....	70
5.2.1.4 <i>Korreksjon for multiple tester</i> .....	70
5.2.2 <i>Intern validitet</i> .....	71
5.2.2.1 <i>Årsakssammenheng</i> .....	71
5.2.2.2 <i>Kontroll over tredjevariabler</i> .....	72
5.2.2.2.1 <i>Testsituasjonene</i> .....	72
5.2.2.2.2 <i>Balansetestene</i> .....	72
5.2.2.2.2.1 <i>Balansetestere i stående stilling</i> .....	73
5.2.2.2.2.2 <i>Gangtestene</i> .....	74
5.2.2.2.3 <i>Statistisk kontroll</i> .....	75
5.2.2.2.4 <i>Nevro-otologiske tester</i> .....	76
5.2.3 <i>Ekstern validitet</i> .....	77
5.2.4 <i>Spenning mellom ekstern og intern validitet</i> .....	78
5.3 KONKLUSJON .....	79

## OVERSIKT OVER FIGURER

		side
Figur 1	Variasjonsbredde for ganghastighetene til forsøkspersonene, 17 hørselshemmede (svart stolpe) og 14 kontroller (grå stolpe).	44
Figur 2	Eksempel på hvordan hastighetsregulert trunkusregularitet har blitt estimert ved gangtestene med manipulering	45

## OVERSIKT OVER TABELLER

Tabell I	Modifisert utgave av Geurts et al. (1991) sin modell for balansetesting	18
Tabell II	Review hørselshemmede voksne	26
Tabell III	Seleksjonskriterier for de hørselshemmede individene	30
Tabell IV	Seleksjonskriterier for de normalthørende individene	30
Tabell V	Etiologi i forhold til hørselshemming	31
Tabell VI	Demografisk karakteristikk av forsøkspersonene	32
Tabell VII	Median RMS TA ( $m/s^2$ ) for hørselshemmede og kontroller i stående	50
Tabell VIII	Test av forskjell i RMS TA mellom hørselshemmede og kontroller i stående (Mann-Whitney U-test)	50
Tabell IX	Gjennomsnittlig ganghastighet (m/s) ved langsom, foretrukket og hurtig gange ved baseline, samt foretrukket ganghastighet ved alle gangtester med manipulering for hørselshemmede og kontroller	51
Tabell X	Multipel regresjon av ganghastighet ved alle tester, samt av hastighetsregulert RMS TA og TR ved baseline. Resultatvariabel er ført inn som avhengig variabel og gruppe som uavhengig variabel (0 = kontroll; 1 = hørselshemmet), kontrollert for alder, kjønn, vekt og høyde, analysert som baklengsmodeller hvor bare siste modell er vist i tabellen.	53

Tabell XI	Multippel regresjon av hastighetsregulert RMS TA og TR ved gangtester med manipulering. Resultatvariabel er ført inn som avhengig variabel og gruppe som uavhengig variabel (0 = kontroll; 1 = hørselshemmet), kontrollert for alder, kjønn, vekt og høyde, analysert som baklengsmodeller hvor bare siste modell er vist i tabellen.	54
Tabell XII	Fordeling av de hørselshemmede forsøkspersonene i forhold til grad av vestibulær funksjon	55

## BRUK AV FORKORTELSER

COP	center of pressure
COM	center of mass
COG	center of gravity
m/s	meter per sekund
V	vertikal
ML	mediolateral
AP	anteriorposterior
TR	trunkusregularitet
RMS	root mean square
TA	trunkusakselerasjon
UVL	unilateral vestibulær lesjon
BVL	bilateral vestibulær lesjon
VOR	vestibul-okulær refleks
VSR	vestbulo-spinale reflekser
mCTSIB	modified clinical test of sensory interaction on balance
dB	desibel
SNHT	sensorinevralt hørselstap
Ibid	ibīdem (latinsk for «på samme sted»). Begrepet benyttes ved gjentatte referanser til samme kilde uten å ha angitt andre kilder innimellom, og refererer slik til foregående oppgitte referanse.

# SAMMENDRAG

**Bakgrunn:** Det foreligger indikasjoner på at hørselshemmede individer har nedsatt postural balanse sammenlignet med normalthørende. Den nedsatte balanseevnen kan skyldes samtidig skade av det vestibulære systemet.

**Studiens hensikt** var å øke kunnskapen om forholdet mellom hørselshemming, vestibulær funksjon og postural balanse. Dette ble forsøkt ved å; 1) Sammenligne posturale balansen i stående stilling og under gange hos en gruppe hørselshemmede og normalthørende voksne; 2) Undersøke de hørselshemmedes vestibulære funksjon; 3) Evaluere hvilket sensorisk system de hørselshemmede kompenserte mest med.

**Materiale og metode:** I denne kasus-kontroll studien ble den posturale balansen hos 17 hørselshemmede (gjennomsnittlig alder: 39 år) sammenlignet med 14 normalthørende (gjennomsnittlig alder: 34 år). Gruppens balanse ble undersøkt i stående og under gange ved basisforhold, samt ved manipulering av det somatosensoriske og/eller det visuelle systemet. Kinematisk sensor over lumbalcolumna ble benyttet for å måle trunkusregularitet under gange, samt RMS trunkusakselerasjon i både stående stilling og under gange. I tillegg ble det foretatt målinger av gruppens ganghastighet. De hørselshemmedes vestibulære system ble undersøkt med kliniske tester.

**Resultater/konklusjon:** De hørselshemmede har noe redusert postural balanse sammenlignet med kontrollgruppen, demonstrert som økt RMS trunkusakselerasjon i stående ved alle testene med somatosensorisk manipulering, redusert foretrukket ganghastighet og økt trunkusregularitet under gange. Den vestibulære undersøkelsen viste at 2/3 av den hørselshemmede gruppen har nedsatt funksjon av det vestibulære systemet. Studien indikerer at hørselshemmede voksne er mer avhengig av det somatosensoriske systemet enn det visuelle for å kompensere for det vestibulære tapet i stående, mens under gange er dette forholdet enda uavklart.

**Nøkkelord:** Hørselshemming, postural balanse, vestibulær funksjon, kinematiske sensorer, systemtilnærming



# ABSTRACT

**Background:** There are indications that some hearing-impaired individuals have decreased postural balance compared with normal hearing individuals. This balance impairment can be due to damage of the vestibular system.

**The aim** of the study was to: 1) compare the postural balance between a group of hearing-impaired and a group of normal hearing adults, in standing position and while walking; 2) Examine the vestibular function in the hearing-impaired individuals; 3) Evaluate which sensory system the hearing-impaired compensated the most with.

**Materials and methods:** In this case-control study, the postural balance in 17 hearing-impaired individuals was (mean age 39 years) compared with 14 normal hearing individuals (mean age 34 years). The groups' balance was examined in standing position and while walking under baseline conditions, and by manipulation of the somatosensory and/or visual system. A kinematic sensor was placed over the lumbar spine to measure trunk regularity (during walking), and RMS trunk acceleration (while standing and walking). In addition, measurements have been made of the groups walking speed. The vestibular system in the hearing-impaired was evaluated by clinical tests.

**Results/conclusion:** The hearing-impaired individuals have slightly reduced postural balance compared to the control group. This was demonstrated by increased RMS trunk acceleration in all tests in standing with somatosensory manipulation, reduced preferred walking speed and decreased trunk regularity while walking. The vestibular examination showed that two thirds of the hearing-impaired group had damage of the vestibular system. The study indicates that hearing-impaired adults are more dependent on the somatosensory system than the visual to compensate for the vestibular loss in standing. The study could not conclude if the same connection can be made for walking.

**Keywords:** Hearing impairment, postural balance, vestibular function, kinematic sensors, systems approach

# 1 STUDIENS TEORETISKE FORANKRING

## 1.1 Presentasjon av problemområdet og bakgrunn for valg av tema

Undersøkelse og behandling av balanseproblemer er en av de vanligste utfordringene fysioterapeuter møter (Horak et al., 2009). Det er nødvendig at terapeutene identifiserer hvem som har nedsatt balanse, og benytter den tilnærmingen som er best tilpasset den enkelte (ibid). Hørselshemmede individer er en gruppe som kan ha et balanseproblem (Rine, 2000), og er derfor en gruppe som fysioterapeuter bør være oppmerksomme på.

Etter samtale med flere hørselshemmede personer, blant annet i egen familie, har jeg fått innblikk i at en del hørselshemmede opplever balanseproblemer og at dette påvirker de mye i hverdagen. Dette er for enkelte en psykososial belastning og de gir uttrykk for at de ikke har blitt møtt av helsevesenet i forhold til sine balanserelaterte problemer. Dette kan skyldes at det er begrenset kunnskap om den mulige sammenhengen mellom hørselshemming og balanse.

Hørselshemming er en funksjonshemming som rammer en relativt stor andel av den norske befolkning. Det anslås at omkring 600 000 individer er hørselshemmede i Norge (Fosshaug, 2008). Hørselstapet kan være ervervet eller medfødt og varierer fra lett tunghørthet og til total døvhet, hvor ca. 4000 individer beregnes som døve (ibid).

Hørselsorganet (cochlea) og balanseorganet/likevektsapparatet (det perifere vestibulære systemet) henger utviklingsmessig og anatomisk sammen og ligger i det indre øret (Sadler, 2004). Dette sannsynliggjør at en skade i det indre øret som fører til hørselstap også kan lede til nedsatt funksjon av det perifere vestibulære systemet (Cushing et al., 2009). På tross av kjennskap til dette, er det begrenset kunnskap i forhold til statusen av det vestibulære systemet hos hørselshemmede (Selz et al., 1996). Forekomsten av vestibulære skader har blitt anslått i alt fra 25-40 % og helt opp til 95% av den hørselshemmede populasjonen (Moller, 2002, Tribukait et al., 2004). Derimot blir vestibulær funksjon sjelden testet hos hørselshemmede, og det er få studier som har

undersøkt balansefunksjonen hos denne gruppen, og dette gjelder spesielt voksne (Rine et al., 2000; Magnusson et al., 1995).

Individer med tap av vestibulær funksjon av ulik etiologi vil umiddelbart etter skaden være ataktiske, med svært nedsatt balanseevne. Denne instabiliteten forbedres fortløpende de etterfølgende ukene/månedene, blant annet på grunn kompensasjon med andre sensoriske systemer (Winter, 1995a). Etersom individer med vestibulær patologi vil kompensere for skaden, er det er uvisst om dette etter hvert vil føre til at hørselshemmede med vestibulære skader med tiden ikke lenger vil ha et reelt balanseproblem (Kaga et al., 2008). Eventuelt kan balanseproblemene være godt kompensert ved forhold hvor det er optimal sensorisk informasjon (basisforhold), men tre frem ved forhold der det er begrenset sensorisk informasjon (Suarez et al., 2007).

Det er behov for økt kunnskap om hvorvidt individer med hørselshemming i kompensert fase i det hele tatt har et balanseproblem eller når og hvordan et eventuelt balanseproblem kommer til uttrykk. Det er også behov for økt kunnskap i forhold til hørselshemmedes vestibulære funksjon.

Videre vil jeg se nærmere på forholdet mellom hørselshemming, postural balanse og vestibulær funksjon hos voksne individer. Særtrekk ved individer med kjente vestibulære skader av annet opphav enn hørselshemming vil bli trukket fram, da hørselshemmede sannsynligvis kan ha likhetstrekk med denne gruppen (Tribukait et al., 2004, Suarez et al., 2007, Mamoto et al., 2002).

## **1.2 Postural balanse i lys av systemtilnærmingen**

Balanse, stabilitet (Winter, 1995a), postural kontroll (Shumway-Cook og Woollacott, 2007) og postural balanse (MeSH, 2009) er begreper som i denne studien forstås som synonyme. Generelt benyttes begrepene for å beskrive kroppens dynamikk for å forhindre et fall eller som en tilstand der kroppen er i likevekt (Winter, 1995a; Horak et al., 1997). Måten vi definerer balanse og forstår hvordan balansen blir kontrollert, påvirker hvordan vi undersøker og behandler balanseforstyrrelser (Horak, 2006). Begrepet postural balanse vil hovedsakelig bli benyttet, da dette er en Medical Subject

Headings (MeSH) terminologi som er definert i samsvar med nyere forståelse av balansebegrepet, der balanse er integrert i all bevegelse/aktivitet (jf. systemtilnærmingen beskrevet nedenfor). MeSH (2009) har følgende definisjon på postural balanse:

Postural balance: A POSTURE in which an ideal body mass distribution is achieved. Postural balance provides the body carriage stability and conditions for normal functions in stationary position or in movement, such as sitting, standing, or walking.

Begrepet postural i postural balanse presiserer at det dreier seg om en kroppsbalanse i motsetning til andre former for balanse, slik som væskebalanse, mental balanse etc. Begrepet balanse vil enkelte ganger benyttes, hvor det da er underforstått at det er postural balanse som omtales.

I studien forstås postural balanse ut i fra den såkalte systemtilnærmingen (system approach), slik det har blitt beskrevet av Shumway-Cook og Woollacott (2007). Det bør presiseres at systemtilnærmingen ikke er synonymt med dynamisk systemteori (action theory).

I lys av systemtilnærmingen forstås postural balanse som et resultat av en interaksjon mellom flere kroppssystemer i individet som er organisert rundt en målrettet handling (den motoriske oppgaven) og blir påvirket av omgivelsene hvor oppgaven utføres (Shumway-Cook og Woollacott, 2007). Med kroppssystemer menes det her funksjonelle enheter i kroppen, slik som for eksempel det vestibulære systemet (ibid). Disse enhetene kan igjen inndeles i undersystemer, slik som de ulike bevegelsessensorene i det perifere vestibulære systemet. En skade i enhver av delsystemene kan potensielt få konsekvenser for individets posturale balanse (Shumway-Cook og Woollacott, 2007). På hvilken måte de ulike kroppssystemene samarbeider for å opprettholde balansen og grad av bidrag fra de forskjellige systemene, avhenger av hvilken oppgave som skal utføres og i hvilken omgivelse oppgaven utføres i (ibid). Dette kan forklare hvorfor individer med vestibulært tap kan ha tilnærmet normal balansefunksjon i situasjoner med tilstrekkelig sensorisk informasjon. Derimot vil disse individene ofte ha problemer med å bevege seg i omgivelser med nedsatt

visuell- og somatosensorisk orienteringsinformasjon, slik som gange i mørket eller i ulendt terreng etc. (Horak og Shupert, 2000).

Ettersom postural balanse i denne studien blir forstått ut i fra en systemtilnærming, påpeker dette viktigheten av å benytte en balansedefinisjon som inkluderer postural balanse i ulike oppgaver (se s. 4), og ikke kun i stående stilling som mange tidligere studier har begrenset seg til (f.eks. Magnusson et al., 1995; Suarez et al, 2007).

### **1.3 De sensoriske systemenes bidrag til postural balanse**

Sensorisk informasjon som bidrar til postural balanse kommer fra tre kilder: 1) det somatosensoriske systemet, inkludert muskelpropriosepsjon, leddstrukturer og cutaneous (hud) afferenter, 2) det visuelle systemet og 3) det vestibulære systemet (Horak et al., 1990). Alle de tre sensoriske systemene bidrar med ulik og nødvendig informasjon om kroppens posisjoner og bevegelser (Horak og Shupert, 2000). Hos voksne personer er disse systemene vanligvis godt organisert og fungerer på en kontekstspesifikk måte (Hirabayashi og Iwasaki, 1995).

Det somatosensoriske systemet består av mange ulike bevegelsessensorer som gir informasjon om hastighet og posisjon til alle kroppssegmenter, deres kontakt med de ytre omgivelsene (slik som bevegelse av kroppen i forhold til underlaget), samt tyngdekraftens retning (Winter, 1995a). Det visuelle systemet gir informasjon om posisjon og bevegelse av hodet i forhold til omgivelsene (Horak og Shupert, 2000). Synet er spesielt viktig for å planlegge våre bevegelser og unngå hindringer underveis. Det vestibulære systemet registrerer hodets stilling i forhold til tyngdekraften (Hain og Helminski, 2007; Horak og Shupert, 2000), og systemet sanser informasjon om lineær og angulær akselerasjon (Winter, 1995a). Akselerasjon kan defineres som hastighetsforandring (Low og Reed, 1996). Akselerasjonen vil være positiv når hastigheten økes og negativ når hastigheten reduseres, og akselerasjon måles som hastighetsendring per tidsenhet. Dersom det ikke er noen akselerasjon, betyr dette enten at individet er i ro eller beveger seg med jevn hastighet (Herzog og Nigg, 2007).

Informasjon fra de sensoriske systemene ser ut til å gi noe overflod av informasjon, fordi mange individer med tap av et av systemene fremdeles er i stand til å stå og gå selvstendig (Horak et al., 1990). Kliniske observasjoner viser derimot at informasjon fra alle tre sansene er nødvendig for optimal postural balanse i et mangfold av situasjoner (ibid). Dette skyldes at hver av dem bidrar med ulike parametre og blir påvirket ved et spesielt frekvensområde (Keshner, 2000). Individer med nedsatt vestibulær funksjon, har en kronisk lesjon (Magnusson et al., 1995). De må derfor stole på det visuelle- og somatosensoriske systemet for å ivareta balansen (Suarez et al., 2007; Kaga, 1999). Det vestibulære systemet fungerer derimot på en høyere frekvens enn det visuelle og somatosensoriske systemet, og en kan derfor ikke kompensere fullstendig for et vestibulært tap (Herdman og Clendaniel, 2000).

Funksjonstap av sensoriske systemer vil ha ulike konsekvenser, avhengig av evnen individet har til å benytte de resterende systemene, tilgjengeligheten av presis orienteringsinformasjon i omgivelsene og individets evne til å tolke og velge riktig sensorisk informasjon for å bestemme orienteringen i rommet (Shumway-Cook og Woollacott, 2007). I situasjoner der den sensoriske informasjonen er motstridende, er det nødvendig å bestemme nøyaktigheten av informasjonen, samt å vektlegge den sansen som gir mest hensiktsmessig informasjon (ibid). Evnen til å effektivt løse intersensoriske konflikter blir kalt sensorisk organisering (Shumway-Cook og Woollacott, 2007). Problemer med sensorisk organisering kan vise seg ved at et individ vektlegger en sans i for stor grad til å opprettholde postural balanse, heller enn på en fleksibel måte å kunne tilpasse vektleggingen av sanseinformasjonene basert på oppgavene og forhold i omgivelsene (ibid). Ved en situasjon hvor denne sanseinformasjonen ikke er tilgjengelig eller ikke på en presis måte gir informasjon om egenbevegelse, vil individet likevel kunne fortsette å vektlegge dette sensoriske systemet, selv om det kan medføre instabilitet (Shumway-Cook og Woollacott, 2007).

Videre vil det gis en utdypning av det vestibulære systemet da dette er av særlig interesse for studien.

## 1.4 Det vestibulære systemet

Det vestibulære systemet inkluderer både likevekstsapparatet i det indre øret, balansenerven og dens forbindelser i hjernen (Hain og Helminski, 2007). Likevekstapparatet inneholder fem sensoriske organer; tre halvsirkelformede bueganger (de horisontale, de fremre og bakre vertikale bueganger) og to otolittorganer; utriculus og sacculus (ibid).

Det vestibulære systemet sender ut motoriske utgangssignaler til øyets muskler og til ryggmargen som danner to viktige reflekser; de vestibulo-spinale refleksene (VSR) og den vestibul-okulære refleksen (VOR) (ibid).

De vestibulo-spinale refleksene består av en samling av flere reflekser, alle med hovedoppgave om å modulere kroppsbevegelsene slik at hodets og kroppens posturale stabilitet opprettholdes (Hain og Helminski, 2007; Suarez et al., 2007). VSR bidrar til å opprettholde en bestemt stilling, å innta beskyttende kroppsstillinger ved plutselige balanseforstyrrelser, samt til å kontinuerlig justere balanse underveis i bevegelser (Store medisinske leksikon, 2013).

VOR har til hensikt å sikre et skarpt syn ved hodebevegelse (Kinema, 2003). Refleksen fører til at en hoderotasjon alltid vil ha en tilnærmet like stor (i grader), men motsatt rettet (i samme plan) rotasjon av øyene. Dette medfører at vi kan se omgivelsene tydelig selv ved bevegelse (Brodal, 2009; Hain og Helminski, 2007; Schubert, 2007). Nedsatt funksjon av VOR tyder på en kronisk vestibulær hypofunksjon (Herdman, 2007).

## 1.5 Utvikling av de sensoriske systemene

Den vestibulære funksjonen utvikler seg langsommere enn den somatosensoriske og den visuelle funksjonen (Cherng et al., 2001), og det foreligger indikasjoner på at den vestibulære funksjonen ikke har oppnådd et voksent nivå selv ved 14-15 års alderen (Hirabayashi og Iwasaki, 1995). Utviklingsstudier har vist at det visuelle systemet har en hovedrolle i forhold til å opprettholde den posturale balansen hos små barn (Horak et al., 1997; Foudriat et al., 1993). Etter hvert som barna blir eldre begynner de å benytte

den somatosensoriske og vestibulære informasjonen i økende grad (Suarez et al., 2007). Det ser ut til at det er informasjon fra det somatosensorisk og vestibulære systemet som dominerer senere i livet (Horak et al., 1997; Foudriat et al., 1993).

Evnen til sensorisk organisering forbedres etter hvert som en ny motorisk ferdighet læres (Shumway-Cook og Woollacott, 2007). Voksne som lærer en ny ferdighet vil i starten hovedsakelig vektlegge den visuelle informasjonen, men etter hvert som oppgaven blir automatisert vil de redusere vektleggingen av visuell informasjon til fordel for somatosensorisk informasjon (ibid). På samme måte benytter individer med nedsatt bilateral vestibulær funksjon i starten seg mest av visuell informasjon, mens de etter hvert får en forbedret evne til å benytte somatosensorisk informasjon (Bles et al., 1983).

## **1.6 Hørselshemming**

Begrepet hørselshemming er en fellesbetegnelse som dekker ulike grader av hørselstap og typer hørselshemming. Grad av hørselstap kan kategoriseres som døvhet og tunghørthet (Wie, 2005). Tunghørthet er et hørselstap av moderat grad, som vil si mellom 70 – 90 desibel (dB) hørselstap (ibid). Døvhet er et graverende hørselstap som i stor grad medfører en begrenset mulighet til å oppfatte tale og nedsatt evne til å kontrollere egen taleproduksjon (Wie, 2005). Begrepet døvhet benyttes når en har et gjennomsnittlig hørselstap på 90 dB eller mer (Wie, 2005, Rine et al., 2000). Type hørselstap kan dels opp i to grupper; 1) Mekanisk hørselstap. Dette er en skade i det mekaniske apparatet (øregang, trommehinne og mellomøret); 2) Sensorinevralt hørselstap (SNHT). Dette er en skade av det indre øret eller nervebanene fra det indre øret til hjernen (Rajendran and Roy, 2011). De fleste med hørselshemming av alvorlig art har sensorinevralt hørselstap (Rine et al., 2000).

Type og grad av hørselshemming, samt tidspunktet skaden oppstår, vil medføre ulike konsekvenser for individet (Fosshaug, 2008). En medfødt hørselshemming av alvorlig grad vil kunne medføre at utvikling av talespråket blir hemmet. Da vil språkutviklingen foregå ved hjelp av tegnspråk, hvor talespråket som regel læres som et andrespråk (ibid). Det norske tegnspråket er et visuelt-gestuet språk og har en helt annen



grammatisk oppbygging enn det norske talespråket (Malmquist and Mosand, 1996). Det vil si at ved gjennomførelse av studier med hørselshemmede er det er nødvendig med tolketjeneste. Det kreves mye forberedelse og tilrettelegging for å gjøre en tolkesituasjon mest mulig optimal.

## 1.7 Test av postural balanse

Statisk- og dynamisk balanse er begreper som ofte benyttes for å klassifisere postural balanse, og balansetester blir ofte inndelt i disse to kategoriene. Ved statiske balansetester undersøkes individets evne til å opprettholde en spesifikk ”stillestående” stilling (for eksempel stående på ett bein). Ved dynamiske balansetester vurderes evnen til å opprettholde balansen underveis i en bevegelse (for eksempel gange) (De Kegel et al., 2010). Ifølge Shumway-Cook og Woollacott (2007), er dette en kunstig todeling som ikke bidrar til praktisk eller teoretisk forståelse av balansebegrepet. Begrepet statisk balanse tydeliggjør ikke at det kontinuerlig er kroppssvai tilstede selv om individet forsøker å stå helt stille (ibid). Dynamisk balanse er et svært generelt begrep, ettersom det dekker mange ulike situasjoner og oppgaver med ulike balansekrav (Bergland, 2002). I det følgende vil de enkelte motoriske oppgavene som inngår i studien beskrives slik som «å stå» og «å gå», fremfor å benytte begrepene statisk og dynamisk.

En kan undre seg over hvordan man skal teste den posturale balansen optimalt, da ingen tester på nåværende tidspunkt undersøker alle aspekter av vår balanse (Horak, 2009). Ettersom hver balanseoppgave er unik bør et individs posturale balanse alltid vurderes ut ifra den spesifikke testen som er benyttet (De Kegel et al., 2010). På tross av at det er ulike krav til postural balanse ved forskjellige motoriske oppgaver og at det er kjent at de fleste fall skjer under bevegelse, har de fleste studier testet postural balanse i stående stilling (Shumway-Cook og Woollacott, 2007; Winter 1995b). Selv om en måling av postural balanse i stående stilling er valid, er det ikke nødvendigvis en valid indikator på postural balanse under gange (Moe-Nilsen, 1998b). Derfor mener Moe-Nilssen et al. (2006) at vi bør være forsiktige med å overføre resultatene fra studier som undersøker postural balanse i stående stilling til også å gjelde postural balanse under gange. Både

tester gjennomført i stående og under gange er nødvendige for å optimalisere evalueringen av balansefunksjonen (Allum et al., 2001).

I følge Shumway-Cook og Woollacott (2007) bør en balanseundersøkelse innholde tre analysenivåer; 1) Vurdering av de funksjonelle ferdighetene som krever postural balanse (for eksempel stå og gå); 2) Undersøkelse av de sensoriske og motoriske strategiene som benyttes for å opprettholde eller gjenvinne balansen under ulike oppgaver og omgivelser; 3) Vurdering av de underliggende (sensoriske, motoriske eller kognitive) dysfunksjonene som influerer balansen.

Geurts et al. (1991) har laget en analysemetode for å evaluere postural balanse, der en kartlegger de underliggende prosessene som fører til balanser resultatet. Tabell I viser en modell for balansetesting som er en modifisert utgave av Helbostads (1998) tabell utarbeidet på bakgrunn av Geurts et al. (1991) sitt arbeid.

**Tabell I. Modifisert utgave av Geurts et al. (1991) sin modell for balansetesting**

	Stående stilling	Gange	Hensikt/informasjon
Basisforhold (baseline)	Stå på stabilt/uforstyrret underlag i normal belysning	Gå på stabilt/uforstyrret underlag i normal belysning	Referanseverdier
Perseptuelle manipulasjoner (dvs. forstyrre ulike systemer som bidrar til postural balanse)	Endre den perseptuelle informasjonen. F.eks. stå med øynene lukket eller i redusert belysning	Endre den perseptuelle informasjonen. F.eks. å gå i redusert belysning.	Bestemme visuell avhengighet
Kognitive manipulasjoner	Utføre flere oppgaver samtidig (dual task) i stående stilling	Utføre flere oppgaver samtidig (dual task) under gange eller under gange med mye ytre støy	Bestemme kognitiv avhengighet. Bestemme nivået av automatisering i forhold til handlingen.
Motoriske manipulasjoner (kinematiske endringer, for eksempel hastighet, utslag etc.)	Øke den dynamiske kompleksiteten av baseline. F.eks. et uventet dytt.	Øke den dynamiske kompleksiteten av baseline F.eks. å gå i ulike hastigheter, starte, stoppe, snu og unngå objekter.	Bestemme evnen til å forutsi forventede forstyrrelser (proaktiv kontroll) og reagere på uventete forstyrrelser (reaktiv kontroll).
Mekaniske manipulasjoner (omgivelsesfaktorer)	Endre rammebetingelsene i omgivelsene. For eksempel å stå på balansepute.	Endre rammebetingelsene i omgivelsene. F.eks. å gå på forstyrret (mykt/uregelmessig) underlag.	Bestemme evnen til adaptasjon i forhold til ytre forstyrrelser, samt bestemme somatosensorisk avhengighet.

I følge Geurts et al. (1991) vil balansevurderinger av en oppgave ved basisforhold (dvs. uten manipulering) alene ha begrenset verdi, fordi en ikke får innsikt i de underliggende prosessene som leder til de observerte bevegelsene. Ved å undersøke hvordan individet utfører den samme oppgaven under mer variable og komplekse forhold kan man få økt forståelse for prosessene som fører til det synlige resultatet (ibid). Tilføyelser av manipulasjoner til basisforhold øker vanskelighetsgraden ved at det gir økt krav til stabilitet og oppmerksomhet, utover kravet som ligger i den samme oppgaven uten manipulering (Shumway-Cook og Woollacott, 2007). Dette kan også gi informasjon som kan bidra til å forklare og forutsi utførelsen i dagliglivet (Geurts et al., 1991).

## **1.8 Balanserelaterte målemetoder og mål på balanse**

### **1.8.1 Stående stilling**

I stående stilling er senterpunktet av den totale kroppsmassen (centre of mass; COM) i bevegelse, mens understøttelsesflaten (base of support; BOS) er i ro (Woollacott og Tang, 1997). Understøttelsesflaten kan defineres som det området av kroppen som er i kontakt med underlaget (Shumway-Cook og Woollacott, 2007). COM er en passiv variabel som blir kontrollert av balansesystemene (Winter, 1995b). Variabelen er ikke fast, men forflytter seg ut i fra forholdet mellom kroppsdelene og tyngdekraften. Fra COM går det en vertikal tenkt linje, som treffer underlaget i et punkt kalt kroppens gravitasjonssenter (centre of gravity; COG) (Sackley, 1990). Balanseoppgaven i stående er å holde COG innenfor grensene av BOS (Woollacott og Tang, 1997).

#### ***1.8.1.1 Postural svai***

Trolig spiller kroppssvai (postural svai) en viktig rolle i forhold til balanse i stående (Moe-Nilssen og Helbostad, 2002). Winter (1995a) har definert postural svai som bevegelsene til COG i stående stilling. Den posturale svaien oppstår på grunn av reflektoriske kontraksjoner i gravitasjonsmusklene, som har til hensikt å justere kroppens tyngdepunkt slik at likevekten opprettholdes (Sackley, 1990). Både for mye og for lite postural svai har blitt assosiert med nedsatt balansekontroll (Bergland, 2002). Det fins ulike resultatvariabler som benyttes som indikatorer på postural svai. De to

mest brukte målene er bevegelsene til COP og COM (Moe-Nilssen og Helbostad, 2002).

I stående stilling skapes det reaksjonskrefter i underlaget (Kirtley, 2006). COP kan defineres som angrepspunktet til resultanten av reaksjonskreftene fra underlaget (Winter, 1995b). Dette vil si at bevegelsene til COP er et mål på kreftenes størrelse som oppstår for at et individ skal klare å holde en stilling, og ikke et mål på kroppens bevegelsesutslag (Winter, 1995a).

I følge Winter (1995a) har det vært mange misforståelser i forhold til bevegelsene av COP relativt til kroppens bevegelser. Det er bevegelsene av COM, og ikke COP, som kan bli betraktet som en indikator på postural svai (ibid) og balanseevne (Kavanagh og Menz, 2008; Meichtry et al., 2007). Mens bevegelsene til COM representerer en virkelig bevegelse (postural svai), representerer bevegelsene til COP en kraft (Baratto et al., 2002). Bevegelsene til COP gir oss et mål på de stabiliserende posturale reaksjonene som er tilstede ved stående stilling (Corriveau et al., 2001). Det vil si at mens COM kan bli tolket som den kontrollerte variabelen (Masani, 2007), er COP et uttrykk for kontrollen (Baratto et al., 2002). Bevegelsene til COP er alltid større enn bevegelsene til COG, hvor COP beveger seg på hver av sidene av COG med høyere frekvens (Moe-Nilssen og Helbostad, 2002). Bevegelsene til COP bidrar til at COG holdes innenfor BOS (Corriveau et al., 2001). Økte COP-parametre betyr ikke nødvendigvis at et individ har nedsatt postural balanse. Det kan likevel indikere underliggende nevrale eller sensomotoriske dysfunksjoner eller antyde at individet foretar posturale justeringer. På tross av eventuelle dysfunksjoner kan bevegelsene til COP bidra til at COM suksessfullt stabiliseres, ved at COM opprettholdes over BOS (Corriveau et al., 2001; Corriveau et al., 2000). Selv om bevegelsene av COP endres, fører ikke dette alltid til tilsvarende endring av posisjonen av COM. Det er dermed ikke en selvfølge at målinger av COP er en valid indikator på ståbalanse (Winter, 1995b).

Flere studier har benyttet distansen mellom COP og COG (COP-COG) som en variabel for å vurdere postural svai i stående stilling (Masani et al., 2007). Variabelen COP-COG reflekterer forholdet mellom den kontrollerende variabelen (COP) og den kontrollerte variabelen (COM) med hensyn til postural balanse i stående stilling (ibid). Ved hjelp av en invertert pendelmodell fant Geursen et al. (1976) at differansen mellom COP og

COM er proporsjonal med den horisontale akselerasjonen av COM i stående stilling. En økning av COP-COG-differansen resulterer i en økning av den horisontale COM-akselerasjonen (Masani et al., 2007). Det har blitt foreslått at COP-COG-forskjellen er et feilsignal som de balanserelaterte systemene registrerer, og som medfører at det settes i gang en motsatt horisontal akselerasjon av COM for å opprettholde balansen (Geursen et al., 1976). Den horisontale akselerasjonen av COM er derfor en kroppssvaimåling av teoretisk interesse (Moe-Nilssen og Helbostad, 2002), og kan være et mer passende mål på balanse i stående enn COP-mål alene (Moe-Nilssen, 1998b; 1998c).

## **1.8.2 Gange**

Ved gange er både BOS og COM i bevegelse (Woollacott og Tang, 1997), og oppgaven er å forflytte kroppen utenfor understøttelsesflaten uten å falle (Winter, 1995a). For at gangfunksjonen skal bli optimal, er det flere delfunksjoner som samtidig må håndteres. En må ha evne til å kontrollere en oppreist stilling og beholde kontinuiteten i bevegelsene, samt å opprettholde den posturale balansen under stadig endring av omgivelser og oppgavemål (Tessem og Hagstrøm, 2012; Woollacott og Tang, 1997).

For å ha normal postural balanse under gange kreves informasjon fra minst to av de tre sensoriske systemene: det visuelle, det vestibulære og det somatosensoriske (Herdman og Clendaniel, 2007). Det er gjennomført flere studier som har gitt oss kunnskap om hvordan de sensoriske systemene samhandler i stående stilling hos individer med både normal og unormal funksjon av de sensoriske systemene (Shumway-Cook og Woollacott, 2007; Moe-Nilssen, 1999). Vi har derimot mindre kunnskap om hvordan redusert funksjon av de sensoriske systemene vil påvirke gangmønstret (Moe-Nilssen, 1999). Kunnskap om de enkelte systemenes bidrag til ståbalanse er trolig ikke overførbart til andre og mer komplekse situasjoner (Winter, 1995a).

### ***1.8.2.1 Trunkusakselerasjon***

Ved stående stilling kan teorien om akselerasjon av COM benyttes som balanse mål. Tidligere studier som har undersøkt balanse under gange har hovedsakelig tatt for seg

bevegelse av underekstremitetene og viet lite oppmerksomhet til bevegelsene av COM (Moe-Nilssen, 1998). Under gange er det en særlig balanseutfordring at vi må kontrollere 2/3 av kroppsmassen som er lokalisert i den øvre 1/3 av kroppshøyden (Winter, 1995b). Det er derfor viktig å vurdere kontroll av trunkusbevegelser og bevegelser av COM ved undersøkelse av postural balanse under gange (Helbostad, 2004). I følge Moe-Nilssen (1999) er det mulig at nedsatt anticipatorisk postural balanse ved gange kan føre til overdrevne reaktive justeringer, noe som kan gi seg uttrykk i økt akselerasjon av COM. Dersom akselerasjon av COM skal benyttes som balanse mål under gange, er det ifølge Winter (1995a) nødvendig at vi flytter fokuset fra underekstremitetene til kontroll av trunkus, hode og armer.

Posisjonen av COM i en bestemt stilling kan estimeres ved hjelp av kjennskap til lengde og masse til alle de forskjellige kroppssegmentene i rommet (Winter, 1995a). Det er likevel ikke enkelt å måle posisjonen av COM på denne måten (Moe-Nilssen, 1998c). Et enklere alternativ er å benytte bevegelsene av et referansepunkt over nedre lumbalcolumna (hvor COM befinner seg i stående stilling og under vanlig gange) som en indikator på bevegelsene til COM (Moe-Nilssen, 1998c; Moe-Nilssen og Helbostad, 2002). Bevegelsene til et slikt referansepunkt kan la seg måle ved hjelp av kinematiske sensorer som plasseres direkte over lumbalcolumna (Moe-Nilssen, 1998c). Ustyret er enkelt å benytte og sensorene er tilgjengelig til lave kostnader. Sensorene er små og tillater relativt fri gange (Kavanagh og Menz, 2008), og de fjerner noen av begrensningene som stasjonært måleutstyr medfører, da det ikke kreves faste referanserammer (Moe-Nilssen, 1999; Henriksen et al., 2004). Akselerasjon av et referansepunkt over lumbalcolumna i stående og under gange blir i denne avhandlingen betegnet som trunkusakselerasjon (TA).

### ***1.8.2.2 Gangvariabilitet***

Gangsyklusene er kjennetegnet av regularitet, men også av en balansekomponent som er kjennetegnet av variabilitet (Moe-Nilssen et al., 2010). Det har blitt foreslått at motorisk variabilitet kan deles inn i ”god” eller ”dårlig” variabilitet (Latash and Anson, 2006). God variabilitet hjelper individet å oppnå et ønsket resultat eller holde resultatvariabler uendret (ibid). Variabilitet kan bli forstått som en positiv faktor fordi vi

må evne å adaptere og dermed variere våre bevegelser i forhold til ulike oppgaver og omgivelser (Moe-Nilssen et al., 2010). Dårlig variabilitet skaper derimot problemer i oppgaveutførelsen slik at resultatvariabler påvirkes ugunstig (Latash og Anson, 2006). Mer enn optimal variabilitet kan karakterisere systemer som er støyfulle og ustabile (Stergiou et al., 2006). Mindre enn optimal variabilitet under bevegelse kan på den annen side karakterisere et biologisk system som er rigid med redusert evne til endring (ibid). Begge tilfeller kan indikere nedsatt evne til adaptasjon (Stergiou et al., 2006).

Ulike variabilitetsmål på spatielle og temporale gangvariabler har blitt foreslått som tegn på nedsatt postural balanse. Variabiliteten av akselerasjoner av bekken, trunkus og hode har også blitt foreslått som resultatvariabler, og studier har dokumentert at slike målinger kan gi oss informasjon om individers balanse under gange (Moe-Nilssen og Helbostad, 2005; Aaslund og Moe-Nilssen, 2008; Helbostad et al., 2007). Variabilitet av trunkusakselerasjoner er et sensitivt mål på fallrisiko og postural balanse ved gange (Moe-Nilssen og Helbostad, 2005, Helbostad et al., 2007; van Schooten et al., 2011).

### ***1.8.2.3 Ganghastighet***

Gangfunksjon og spesielt ganghastighet har blitt vurdert til å være gullstandard for å teste funksjonelle ferdigheter og postural balanse hos individer med vestibulære skader (Allum et al., 2001). Normale voksne kan gå i forskjellige ganghastigheter, og normal ganghastighet spenner fra 0.75 til 1.75 m/s (den Otter et al., 2004). Den gjennomsnittlige foretrukne ganghastigheten for friske voksne er målt til ca. 1.3 m/s (Ijmker et al., 2013). Foretrukket ganghastighet forblir relativt stabil inntil 70 årsalderen (Kirtley, 2006). Det er dokumentert at voksne med vestibulære skader ofte har langsommere foretrukket ganghastighet enn kontroller (Herdman og Clendaniel, 2007).

## **1.9 Test av vestibulær funksjon**

Individer med vestibulære patologi kan oppleve problemer med; 1) å stabilisere blikket (grunnet redusert funksjon av VOR); 2) holdning og postural balanse; 3) vertigo og svimmelhet (Bronstein et al., 2004; Shumway-Cook og Woollacott, 2007).

Undersøkelse av det vestibulære systemet kan i bred forstand bli inndelt i vestibulær undersøkelse (her også kalt nevro-otologisk undersøkelse/testing) av øyebewegelser og vurdering av den posturale balansen (Nandi og Luxon, 2008; (Furman and Wuyts, 2003). Begge typer undersøkelser bygger på målinger av de motoriske responsene som har oppstått på grunn av inngående vestibulær informasjon. Etersom en her måler de motoriske responsene, vil disse testene kun være et indirekte mål på vestibulær funksjon (Luxon et al., 2003). I tillegg blir det ofte foretatt en vurdering i forhold til svimmelhet (Shumway-Cook og Woollacott, 2007).

En test som ofte benyttes for å indirekte evaluere den vestibulære funksjonen er stående stilling på balansepute med øynene lukket (tester VSR). Denne testen brukes for å reflektere funksjonen av det vestibulære systemet, ettersom det her hovedsakelig er vestibulær informasjon tilgjengelig (Shumway-Cook og Woollacott, 2007). Derimot vil ikke balanseundersøkelser alene alltid gi en adekvat indikasjon på den vestibulære funksjonen, da man evaluerer et balanserresultat som har oppstått på grunnlag av multiple balansesystemer, ikke bare det vestibulospinale (Tusa, 2007a, Nandi og Luxon, 2008). Denne testen er heller ikke sensitiv for kun vestibulære skader, da også andre grupper kan ha problemer med denne testen (Tusa, 2007a).

For å styrke diskusjonen om mulige sammenhenger til et eventuelt balanseproblem er det også nødvendig å undersøke det vestibulære systemet med tester som er spesifikke for vestibulære skader (Goplen, 2009). Nevro-otologiske tester er mer spesifikke enn tester av VSR (ibid).

Det foreligger ingen gullstandard i forhold til nevro-otologiske tester brukt for å identifisere vestibulær patologi (Tusa, 2007b). Etersom det er fem forskjellige deler i det perifere vestibulære systemet (3 bueganger og 2 otolittorganer), finnes det ikke en enkelt vestibulær test som kan undersøke alle de ulike delene av balanseorganet (Wuyts et al., 2007). Det meste av den vestibulære testingen er basert på veletablerte vestibulo-okulære undersøkelser, der en evaluerer den vestibulære funksjonen gjennom å teste VOR (Fife et al., 2000; (Furman and Wuyts, 2003). Dette er også den mest tilgjengelige metoden for å teste vestibulær funksjon (Fife et al., 2000).



Nevro-otologisk testing alene er sannsynligvis ikke tilstrekkelig for å gi informasjon om den resulterende balanseevnen, da dette blant annet avhenger av individets evne til å kompensere for skaden (Kaga et al, 2008; Luxon et al, 2003). Det vil si at det trolig er viktig å undersøke funksjonen av både det vestibulookulære- og vestibulospinale systemet for å øke sensitiviteten for å oppdage vestibulære skader og evaluere balansekonsekvensene som de vestibulære skadene har for den enkelte ((Black and Wall, 1981).

## 1.10 Tidligere forskning

For å finne tidligere studier som har undersøkt den posturale balansen og den vestibulære funksjonen hos voksne hørselshemmede, foretok jeg et litteratursøk på [www.pubmed.com](http://www.pubmed.com). Det ble utført fire søk, med følgende kriterier: 1) Hearing impaired, postural control (40 funn); 2) Hearing impaired, postural balance (138 funn); 3) Cochlea Implant, postural control (7 funn); 4) Cochlea Implant (CI), postural balance (14 funn). Alle fire søkene var begrenset til voksne personer > 18 år. Det var imidlertid mange av de samme artiklene som dukket opp ved de ulike søkene. Det var en del studier som hadde undersøkt kun vestibulære symptomer og/eller svimmelhet ved hjelp av spørreskjema og/eller nevro-otologiske tester, ofte i forbindelse med innsetting av CI. Disse artiklene ble utelukket, da hensikten var å finne andre studier som hadde vurdert postural balanse, eller postural balanse og vestibulær funksjon, av hørselshemmede voksne. Søkene ble avsluttet september 2012. I alt var det fire studier som møtte mine kriterier (se tabell II). Det skal derimot nevnes at studiene til Klunter et al. (2010) og Mamoto et al. (2002) hadde andre formål enn å sammenligne hørselshemmede og normalthørende sin balanse.

Studiene til Klunter et al. (2010) og Klunter et al. (2009) indikerte at de hørselshemmede hadde nedsatt balanse i stående stilling ved alle deltestene av ”modified Clinical Test of Sensory Interaction on Balance” (mCTSIB) (dvs. stående med øynene åpne/lukket uten/med balansepute) sammenlignet med normaliserte kraftplateverdier og en kontrollgruppe. I studien til Magnusson et al. (1995) demonstrerte de hørselshemmede høyere svaihastighet sammenlignet med kontrollgruppen i stående stilling med øynene både åpne og lukket og samtidig vibrasjon av leggmusklene.

**Tabell II. Review hørselshemmede voksne**

Forfattere	Artikkel	År	Design/Hensikt	Utvalg	Tester/apparatur	Hovedresultater
Kluenter, Lang-Roth, Beutner, Hüttenbrink & Guntinas-Lichius	Postural control before and after cochlear implantation: standard cochleosomy versus round window approach	2010	En prospektiv, observasjonsstudie med hensikten å bestemme om ulike CI operasjonsteknikker har en påvirkning på den vestibulære funksjonen	36 individer (28 voksne og 8 barn, alder = 11-74, median alder = 44, 22 kvinner, 14 menn) med ”standard cochleosomy (SC) insertion”. 16 individer (15 voksne og 1 barn, alder 12-69, median alder = 47, 10 kvinner, 6 menn) med ”insertion across the round window (RW)”	Test av balanse på kraftplate, og vestibulær funksjon før og etter CI-kirurgi: mCTSIB, the Rhythmic Weight Shift (RWS), the Walk Across (WA), the Tandem Walk test (TW). Vestibulær undersøkelse: Kalorisk prøve.	mCTSIB: Det var ikke sign. forskjeller før og etter CI kirurgi mellom SC og RW gruppen. RWS test: ingen endringer etter kirurgi. Kalorisk prøve: Normal hos 3 av 4 av CI kandidatene og resultatet forble uendret hos de aller fleste etter CI. Operasjonsteknikk benyttet ved CI hadde ingen influens på den posturale kontrollen etter CI kirurgi. De fleste individene, spesielt barna, hadde derimot svekket vestibulær funksjon for operasjon. Dette endret seg ikke i etterkant av CI kirurgi for de fleste kandidatene, men balanse i stående kan forbedres etter CI. Det var derimot ingen klar trend på dette i forhold til balanse under bevegelse. CI-kandidatene som helhet nådde ikke opp til normale kraftplateverdier for noen av parametrene. Derimot klaget de ikke på svimmelhet i hverdagen.
Kluenter, Lang-Roth & Guntinas-Lichius	Static and dynamic postural control before and after cochlear implantation in adult patients.	2009	En prospektiv kasus-kontroll studie for å undersøke den posturale balansen hos hørselshemmede før og etter CI-kirurgi sammenlignet med en kontrollgruppe.	24 hørselshemmede (20-78 år, Median alder = 51 år, 18 kvinner, 6 menn) som var i påvente av CI, 19 friske kontrollere. (20-58 år, Median alder = 49 år, 9 kvinner, 10 menn),	Balansetester på kraftplate: Modified clinical test of sensory interaction on balance (SOT) (dette er samme test som mCTSIB), The Rhythmic weight shift (RWS), the Walk across test & tandem walk. Vestibulær undersøkelse: Kalorisk prøve.	Alle øvelsene i SOT var dårligere hos CI kandidatene enn kontrollerne. Ingen endring i balanse i stående etter CI. RWS-testen var ikke forskjellig mellom gruppene ved de fleste oppgavene. Ved Walk Across test, var steglengde og hastighet signifikant høyere i kontrollgruppen. Ved tandem gange var stegbredden bredere og hastigheten langsommere hos CI-kandidatene enn hos kontrollerne. De kaloriske prøvene var normal hos de fleste CI –kandidatene både før og etter CI-kirurgi.
Mamoto, Yamamoto, Imai, Tamura & Kubo	Three-dimensional analysis of human locomotion in normal subjects and patients with vestibular deficiency.	2002	En kasus-kontroll studie for å undersøke rollen som det vestibulære systemet har under bevegelse, ved å sammenligne hode og kroppsbevegelser hos individer med nedsatt vestibulær funksjon og kontrollere.	9 UVD individer pga. Ménière’s sykdom (M alder = 54, 6 kvinner, 3 menn), 9 hørselshemmede med bilateral vestibulært tap (BVD) (M alder = 48, 4 kvinner, 5 menn), 9 kontrollere (M alder = 29, 3 kvinner, 6 menn).	Locus 3D system (2 kameraer) med 13 markører ble festet til hode, C7, hofte og føttene for å kunne måle bevegelsene vha. video systemet. Alle ble bedt om å begrense deres stride lengde til ca 80 cm mens de gikk på en tredemølle. De som gikk langsommere fikk en langsommere hastighet på tredemølla.	Ganghastigheten og stegfrekvensen var lavere for UVD og BVD gruppene enn for kontrollgruppen. Den tregere hastigheten som UVD og BVD subjektene viste, er trolig en kompensasjon for nedsatt VOR-funksjon. Kontrollerne kunne holde hoderotasjonen i horisontalplanet (yaw-rotasjon) liten uavhengig av store trukturrotasjoner, ved å bruke hodestabilisering som en romstrategi. I kontrast så var trunkus- og hofte rotasjonene i horisontalplanet mindre for UVD og BVD individene, dette trolig for å holde hoderotasjonen i horisontalplanet liten, dvs. at de brukte hodestabilisering som en trunkusstrategi.
Magnusson, Petersen, Harris & Johansson	Postural control and vestibulospinal function in patients selected for cochlear implantation.	1995	En kasus-kontroll studie for å undersøke om forstyrrelse av stående stilling kunne differensiere hørselshemmede og normalthørende.	7 hørselshemmende voksne personer (M alder = 47.5, 5 kvinner, 2 menn) funnet passende for CI, og 21 kontrollere (M alder = 45, 8 kvinner, 13 menn)	Balansen ble evaluert vha: stående stilling på kraftplate med øynene åpne/ lukket, med samtidig vibrasjon mot leggmuskler eller galvanisk elektrisk stimulering av den vestibulære nerven. Det ble også utført saccade test, kalorisk prøve, rotasjons test.	De hørselshemmede hadde høyere svaihastighet sammenlignet med kontrollerne, både stående med øynene åpne ( $p < .05$ ) og lukket ( $p < .025$ ) ved samtidig vibrasjon mot leggmusklene. Galvanisk stimulering førte til en kroppssvai som ikke var sign. forskjellig mellom gruppene verken med åpne eller lukkede øyne. Nevro-otologiske tester viste at 3 hadde normal vestibulær funksjon og 4 hadde nedsatt funksjon av ulik grad.

Resultatene til Mamoto et al. (2002) og Kluenter et al. (2009) viste at de hørselshemmede hadde langsommere ganghastighet og stegfrekvens enn de normalthørende. Ingen av disse studiene manipulerte med tilgjengelig sensorisk informasjon under gangtestene. Dette medfører at vi har lite kunnskap om hvordan en manipulering under gange ville ha påvirket de hørselshemmedes balanse og hvordan de ville kompensere med de resterende sensoriske systemene under gange.

Til tross for at det ble funnet en god del balanseforskjeller mellom gruppene i Kluenter et al. (2009) sin studie, så var de kaloriske testene normale hos de fleste av CI kandidatene og forble normale etter operasjonene. I Kluenter et al. (2010) sin studie ble det demonstrert unormale vestibulære funn hos en av fire. Resultatene fra Magnusson et al. (1995) sin studie viste at 57.1 % hadde nedsatt vestibulær funksjon av ulik grad. I Mamoto et al. (2002) sin studie hadde alle de hørselshemmede unormal vestibulære funn. Disse resultatforskjellene tydeliggjør usikkerheten i forhold til forekomsten av vestibulære skader hos den hørselshemmede populasjonen.

## **1.11 Hensikt og problemstillinger**

Hensikten med denne studien er å øke kunnskapen om forholdet mellom hørselshemming, vestibulær funksjon og postural balanse, da dette forholdet ennå ikke er avklart. Forholdet er uavklart delvis fordi det er få gjennomførte studier og delvis fordi ulike tester og metoder har blitt benyttet i de tidligere studiene.

Det er behov for økt kunnskap om voksne hørselshemmedes posturale balanse, samt om redusert vestibulær funksjon kan være årsak til et eventuelt balanseproblem hos denne gruppen. Dersom det foreligger vestibulære skader hos voksne hørselshemmede, kan man stille spørsmål om de kan være mer avhengig av det visuelle eller det somatosensoriske systemet. Vi har lite kunnskap om hvordan voksne hørselshemmede organiserer den sensoriske informasjonen. Det vil si at det er usikkert om de fleksibelt klarer å skifte vektleggingen av de ulike sensoriske systemene ut i fra oppgave- og omgivelseskravene, slik voksne med normal postural balanse og sensorisk organisering vil kunne gjøre. I følge systemtilnærmingen er balanse oppgave- og kontekstspesifikk, og de hørselshemmedes posturale balanse kan dermed komme til uttrykk på ulike måter

ved forskjellige oppgaver og omgivelsesforhold. Det er derfor behov for studier som undersøker voksne hørselshemmedes balanse under ulike oppgaver og forhold.

Følgende problemstillinger vil belyses:

1. (Hovedproblemsstilling) Er det forskjell i postural balanse ved stående stilling og under gange mellom en gruppe voksne med alvorlig hørselshemming og en gruppe normalthørende voksne?
2. Har voksne individer med alvorlig hørselshemming redusert funksjon av det vestibulære systemet?
3. Dersom det foreligger en redusert funksjon av det vestibulære systemet hos den hørselshemmede gruppen, hvilket sensorisk system kompenserer de hørselshemmede eventuelt mest med?

Resultatene fra denne studien vil kunne bidra til at fysioterapeuter og annet helsepersonell kan få økt kunnskap om hørselshemmede, samt om det foreligger en mulig sammenheng mellom hørselshemming, vestibulær funksjon og postural balanse. Denne kunnskapen vil forhåpentligvis kunne bedre oppfølgingen av hørselshemmede i forhold til eventuelle balanserelaterte plager, ved at det kan utføres tidlig undersøkelse av deres vestibulære funksjon og resulterende balanseevne. Dette vil videre kunne føre til at individspesifikke tiltak kan settes i gang tidligst mulig, slik at potensielle senplager kan minskes og situasjonen bedres for de aktuelle hørselshemmede.

## **2 MATERIALE OG METODE**

### **2.1 Valg av forskningsdesign og metode**

Dette er en ikke-eksperimentell kasus-kontroll studie hvor designet ble valgt for å undersøke om det forelå gruppeforskjeller i forhold til postural balanse mellom hørselshemmede og normalthørende voksne. Designet muliggjorde en sammenligning mellom en gruppe med en sykdom/plage (hørselshemmede) og en kontrollgruppe (normalthørende). Det var en fordel at studien kunne utføres raskt og kostnadseffektivt.

I tillegg til balansetesting ble det gjennomført nevro-otologisk testing for å evaluere om den hørselshemmede gruppen hadde redusert vestibulær funksjon. Dette var nødvendig fordi studien var ikke-eksperimentell (kan ikke si noe om årsakssammenhenger), samt at balansetester ikke er spesifikke med hensyn til vestibulære skader (også andre skader kan gi balanseproblemer). Det ble ikke benyttet kontrollgruppe (dvs. at denne undersøkelsen er en liten tverrsnitt-undersøkelse) ved de nevro-otologiske testene, fordi det er svært sannsynlig at individene i kontrollgruppen har et intakt vestibulært system, da de har både normal hørsel og balanseevne.

Studien har et eksplorerende aspekt (utforsker kunnskap på et tidlig stadium i kunnskapsutviklingen), da det er begrenset kunnskap om voksne hørselshemmedes vestibulære funksjon og deres postural balanse. Hovedformålet med denne studien var å sammenligne gruppens balanse. Formålet med de vestibulære testene var å undersøke forekomst av vestibulære skader i den hørselshemmede gruppen, for å styrke diskusjonen om mulige årsaker til eventuelle balanseproblemer.

### **2.2 Utvalg**

#### **2.2.1 Forespørsel og innkalling**

Utvalget av hørselshemmede forsøkspersoner bodde i Trondheim Kommune og var medlemmer enten i Trondheims døveforening eller Rødbyggets Akademiske Forum for Tegnspråklige (RAFT).

For å rekruttere forsøkspersoner gjennom Trondheim døveforening avholdt jeg en presentasjon om studien i foreningens lokaler. For kommunikasjon med de hørselshemmede bidro to tolker fra NAV Hjelpemiddelsentralen Sør-Trøndelag. Hørselshemmede medlemmer av RAFT mottok innbydelse til å delta i studien via lederne for RAFT.

Kontrollgruppen ble rekruttert gjennom de hørselshemmede forsøkspersonene, hvor normalthørende venner eller familiemedlemmer ble forespurt om å delta. I en kasus-kontroll studie som denne, bør ikke kontrollgruppen være hentet fra den allmenne befolkningen, men bestå av individer som har flest mulige like karakteristika som den undersøkte gruppen (Ringdal, 2007).

## 2.2.2 Inklusjons- og eksklusjonskriterier

**Tabell III. Seleksjonskriterier for de hørselshemmede individene**

Inklusjonskriterier	Eksklusjonskriterier
Alder: mellom 18 – 70 år.	Bruk av medisiner som kan påvirke postural balanse
Medfødt eller tidlig ervervet hørselshemming	Kjente nevrologiske, ortopediske eller psykiatriske forstyrrelser, stor synssvekkelse eller kognitive svekkelser
Bilateralt hørselstap av alvorlig grad (> 80 dB)	

**Tabell IV. Seleksjonskriterier for de normalthørende individene**

Inklusjonskriterier	Eksklusjonskriterier
Alder: mellom 18 – 70 år	Bruk av medisiner som kan påvirke postural balanse
	Kjente nevrologiske, ortopediske eller psykiatriske forstyrrelser, stor synssvekkelse eller kognitive svekkelser

Det øvrige alderskriteriet ble satt til 70 år for å utelukke aldersrelaterte balansesvekkelser som en mulig tredjevariabel. Alvorlig bilateralt hørselstap ble valgt

som et hovedinklusionskriterium for den hørselshemmede gruppen, da det foreligger indikasjoner på at ved alvorligere grad av hørselstap er det økt sannsynlighet for samtidig vestibulær dysfunksjon (Tribukait et al., 2004). Hørselstapet måtte være medfødt/tidlig ervervet, slik at den hørselshemmede gruppen skulle være mest mulig homogen i forhold til tidspunkt for hørselstapet. Ved en eventuell samtidig vestibulær skade kunne en dermed forvente at aktuelle forsøkspersoner var i kompensatorisk fase.

### 2.2.3 Endelig utvalg

To utvalg med totalt 31 forsøkspersoner som oppfylte kriteriene deltok i studien: (1) Den hørselshemmede gruppen bestod av 17 forsøkspersoner med medfødt eller tidlig ervervet, bilateralt hørselstap av alvorlig grad. (2) Kontrollgruppen bestod av 14 normalthørende forsøkspersoner.

I den hørselshemmede gruppen var 14 av forsøkspersonene medlemmer i Trondheim døveforening og to var medlemmer i RAFT. En var ikke medlem i noen av foreningene, men hadde blitt forspurt på eget initiativ av en av de andre forsøkspersonene.

Den hørselshemmede gruppen hadde et gjennomsnittlig hørselstap på 106 dB. Det var elleve av de hørselshemmede forsøkspersoner som hadde sensorinevralt hørselstap, en hadde mekanisk hørselstap, og fem hadde ikke kjennskap til hvilke type hørselshemming de hadde. For etiologi se Tabell V.

**Tabell V. Etiologi i forhold til hørselshemming**

Årsak til hørselstap	Antall
Hjernehinnebetennelse	5
Arvelighet	6
Lite O2 under fødselen	1
Mor hadde røde hunder under svangerskapet	1
Ukjent årsak	4

**Tabell VI. Demografisk karakteristikker av forsøkspersonene**

Demografiske karakteristikker	Hørselshemmede	Normalthørende
Subjekter		
Kvinner	8 (47 %)	10 (71 %)
Menn	9 (53 %)	4 (29 %)
Alder (år)		
Gjennomsnitt (SD)	39 (SD = 15.5)	34.3 (SD 12.9)
Range	18 – 69	22 – 61
Vekt (kg)		
Gjennomsnitt (SD)	81.18 (SD = 15.79)	69.5 (SD = 11.44)
Range	54 – 115	53 – 93
Høyde (cm)		
Gjennomsnitt (SD)	172.4 (SD = 8.89)	167.9 (SD = 11.11)
Range	159 – 191	152 – 193

I kontrollgruppen var 13 av forsøkspersonene venner eller familiemedlemmer av de hørselshemmede. I tillegg deltok en doktorgradsstudent ved HiST. En beskrivelse av den hørselshemmede gruppen og kontrollgruppene er vist i Tabell VI.

## 2.3 Apparat og testutstyr

### 2.3.1 Apparat og testutstyr benyttet ved balansetestene

Et kamerasystem bestående av seks kameraer (Oqus, Qualisys, Sverige) og to kinematiske sensorer (Logger Teknologi HB, Malmö, Sweden) ble benyttet både ved balanseøvelsene i stående stilling og ved gange. De kinematiske sensorene var plassert henholdsvis over lumbal- og thorakalcolumna. Ved de stående balansetestene ble det også benyttet en portabel kraftplate (GoodBalance kraftplate, Metitur, Finland). Denne studien er begrenset til kun å studere resultatmålene fra den kinematiske sensoren som



er plassert over lumbalcolumna. Av denne grunn beskrives kun de kinematiske sensorene og de tilhørende resultatmålene, mens vedleggene også inkluderer annet testutstyr.

### ***2.3.1.1 Kinematiske sensorer***

Kinematiske sensorer er instrumenter som måler akselerasjon og vinkelendring. Det ble benyttet en kinematisk sensor (MTx, XSens, Enschede, NL) plassert over lumbalcolumna (vedlegg 1) for å måle trunkusakselerasjon. Den kroppsbårne kinematiske sensoren inneholdt 3 akselerometere, 3 gyroskoper og 3 magnetometre (Xsens), utskiftbare batterier og et trådløs bluetooth-system som var koblet opp mot en bærbar datamaskin som sikret datainnsamling i sanntid. Den kinematiske sensoren registrerte lineær trunkusakselerasjon langs anterioposteriore (AP), mediolaterale (ML) og vertikale (V) akser. Gyroskopet registrerte orienteringen til de målte aksene og transponerer data til et fast horisontalt/vertikalt koordinatsystem.

Den kinematiske sensoren ble festet tett inntil ryggen ved hjelp av et fiksasjonsbelte og et elastisk seletøy. Dette ble gjort for å isolere bevegelsene fra kroppen, slik at det ikke oppstod uønsket bevegelse mellom sensorene og trunkus. Sensoren ble plassert posteriort for lumbalcolumna, som er et mye brukt referansepunkt. Posisjonen er relativt nær der en beregner at COM er i oppreist stilling og hvor trunkusrotasjonen er minimal (Auvinet et al., 2002, Moe-Nilssen, 1998b). Et referansepunkt som beveger seg parallelt til COM vil ha samme forflytning, hastighet og akselerasjon som COM (Moe-Nilssen og Helbostad, 2002). Feilmålingen i forhold til å benytte et slikt referansepunkt er derfor begrenset til plasseringen av dette punktet relativt til COM (ibid).

Resultater fra tidligere studier har vist at kinematiske sensorer har presisjon (et mål for at måleverdiene instrumentet måler, ikke varierer fra gang til gang) og nøyaktighet (et mål for avstanden måleverdiene har i forhold til sann verdi), samt høy reliabilitet i stående stilling og under gange (Moe-Nilssen, 1998a, Moe-Nilssen, 1998b, Moe-Nilssen, 1998c, Menz et al., 2003, Henriksen et al., 2004, Kavanagh et al., 2006). Wilhelmsen et al. (2010) har rapportert tilfredsstillende høy test-retest reliabilitet ( $ICC_{1,1} \text{ \& } ICC_{3,1} \geq 0.70$ ) langs alle tre akser for individer med unilateral vestibulære skader.

Det ble heller ikke observert systematiske målefeil, da det viste seg at ICC(1,1) var lik ICC(1,3) sammenlignet ved de samme aksene. Det har også blitt rapportert at de kinematiske sensorene har god evne til å diskriminere mellom grupper og mellom ulike forhold under stillestående stilling (Moe-Nilssen og Helbostad, 2002). Bruk av kinematiske sensorer basert på trunkusmålinger gjør at en kan innhente felldata fra ulike omgivelser og situasjoner (Moe-Nilssen et al., 2003), og dette sikrer bedre økologisk validitet (ibid).

### ***2.3.1.2 Balansebane og balansepute***

Det ble benyttet en balansepute i stående og en balansebane under gange (vedlegg 1) for å manipulere det somatosensoriske systemet (mekanisk manipulering). Balansebanen ble designet spesielt for denne studien, hvor det var ønskelig med en tilsvarende mekanisk manipulering som under de stående testene. Banen ble plassert midt i rommet over den samme gangdistansen som på flatt underlag. Balansebanen var åtte meter lang, bestående av en treramme som lot seg dele opp i åtte deler. Dette gjorde det enkelt å ta rammen fra hverandre, slik at den kunne forflyttes. Rammen hadde trebolter som var festet ned i tilpassede hull i gulvet, slik at balansebanen sto i ro selv om man gikk på den. I midten av trerammen var det laget til et rom tilpasset 17 stk. balanseputer (Airex terapimaster balance-Standing Pad plus, 50x41x6 cm). Den samme type balansepute ble også benyttet ved de stående testene.

### ***2.3.1.3 Lamper med dimmerfunksjon***

Det ble benyttet fire stålampere med dimmerfunksjon for å manipulere det visuelle systemet (perseptuell manipulering) (vedlegg 1). Lysstyrken ble målt med et luxmeter (et apparat som måler lysstyrke) og lyset ble dimmet ned til et lysnivå på 5 lux ved gulvnivå. Lampene ble justert i forkant av at hver forsøksperson skulle testes. Dette sikret at alle lampene hadde den samme lysstyrken og at lysstyrken var lik for samtlige forsøkspersoner. Lampene var plassert med 1 ½ meters mellomrom på hver side av den seks meter oppmålte gangdistansen. Dette sikret en jevn, redusert belysning langs hele gangdistansen.

### **2.3.2 Apparatur og testutstyr benyttet ved de nevro-otologiske testene**

For å undersøke den vestibulære funksjonen ble det benyttet et videosystem som letter diagnostikken av vestibulære skader (vedlegg 2). To små infrarøde videokameraer var festet på innsiden av en maske (videonystagmografi), forseglet på en slik måte at ikke noe lys slapp inn. Denne masken hadde forsøkspersonen over øynene, slik at det ble helt mørkt og dermed ingen visuelle referansepunkter. Videobildene fra de infrarøde kameraene ble vist på to monitorer, ett for hvert øye (Brantberg og Lofqvist, 2007, Geisler et al., 2000). Ved undersøkelse av spontan nystagmus lå forsøkspersonene i ryggeleie på en undersøkelsesbenk (testene er beskrevet i vedlegg 3). Ved per-rotatorisk nystagmus og head-impulse-test ble det benyttet en spesiallaget stol med nedfellbar rygg og beinstøtter, som manuelt lot seg rotere i horisontal retning.

## **2.4 Testprosedyrer**

### **2.4.1 Balansetester i stående og gående**

For fullstendig testprotokoll se vedlegg nr. 4 (protokoll for hørselshemmede) og nr. 5 (protokoll for kontrollgruppen). Vedleggene omfatter også tester som ikke brukes i denne studien, men som skal brukes i et senere prosjekt. Samtlige forsøkspersoner utførte testene i samme rekkefølge som beskrevet i testprotokollene. Balansetestene har blitt gitt engelske navn fordi dette kan forenkle fremtidig formidling av resultatene på en konferanse eller i en artikkel.

#### ***2.4.1.1 Begrunnelse for valg av test og testsituasjon***

Med utgangspunkt i systemtilnærmingen bør balanse testes under ulike kontekstuelle forhold og oppgaver. For å forstå de underliggende prosessene knyttet til det observerte balanser resultatet er det nødvendig med en analyse av bevegelse på flere nivåer, jamfør Shumway-Cook og Woollacott (2007) sine tre analysenivåer (avsnitt 1.7.). I overensstemmelse med dette har det i denne studien blitt inkludert tester i stående og gående, med hovedvekt på ulike perseptuelle og mekaniske manipuleringer, som beskrevet av Geurts et al. (1991) (se avsnitt 1.7.). De valgte balansetestene kan gi

innsikt i forsøkspersonenes evne til å utføre funksjonelle og dagligdags motoriske oppgaver, under forskjellige kontekstuelle forhold. Hovedhensikten med manipulasjonene av balansetestene i stående stilling og under gange var å måle bidraget av hver sans for opprettholdelse av postural balanse. Balansetestene med samtidig perseptuell og mekanisk manipulering, samt de nevro-otologiske testene som ble benyttet, representerer analysenivå 3 i Shumway-Cook og Woollacotts (2007) sine analysenivåer, der redusert vestibulær funksjon er en mulig underliggende årsak til redusert balanse hos hørselshemmede.

#### ***2.4.1.2 Test av postural balanse i stående stilling***

For å evaluere gruppenes balanse i stående ble testen mCTSIB benyttet. Testen består av fire ulike deltester, hvor individet skal stå så stille som mulig under ulike sensoriske forhold (De Kegel et al., 2010). I tillegg til testene i mCTSIB ble det lagt inn en ekstra test i redusert belysning (test 4). Forsøkspersonene stod på to ben (uten sko) med 10 cm avstand mellom føttene (teip ble brukt for å merke av hvor føttene skulle plasseres), med armene i kryss foran brystet i en avslappet stilling, med:

- 1) øynene åpne, stående på flatt underlag (Baseline). Referanseverdier.
- 2) øynene lukket, stående på flatt underlag (StandingEC). Perseptuell manipulasjon – vurdere visuell avhengighet.
- 3) øynene åpne, stående på balansepute (StandingEOPad). Mekanisk manipulasjon – vurdere avhengighet av somatosensorisk informasjon fra underlaget.
- 4) redusert belysning, stående på balansepute (StandingDarkPad). Perseptuell og mekanisk manipulering - vurdere evne til å benytte vestibulær informasjon.
- 5) øynene lukket, stående på balansepute (StandingECPad). Perseptuell og mekanisk manipulering - vurdere evne til å benytte vestibulær informasjon.

Forsøkspersonene ble instruert til å forsøke å stå så stille som mulig og å ha lik vekt på begge ben. Det ble benyttet visuell fiksasjon. Det vil si at et rødt kryss (størrelse = 20 cm) ble plassert 3 meter fra forsøkspersonene i omtrentlig øyehøyde. De ble bedt om å fokusere på dette når testen ble utført med åpne øyne. De hørselshemmede ble lett prikket på skulderen når testen var gjennomført.

Det er gjort registreringer i 60 sekunder av alle testene i stående. Derimot er det kun de 20 første sekundene av registreringene som har blitt benyttet ved test 5, StandingECPad. Årsaken er at flere av de hørselshemmede mislyktes i å opprettholde balansen i hele testtidsrommet. Det var 16 av 17 hørselshemmede som klarte å opprettholde stabiliteten i 20 sekund eller mer.

### ***2.4.1.3 Test av postural balanse under gange***

Gangtestene ble utført med tilsvarende manipuleringer som testene i stående. Den første gangtesten ble utført på jevnt underlag (gulvet) i normal belysning, og forsøkspersonene ble instruert om å gå i en selvbestemt jevn hastighet, og dette ble de instruert om å utføre i tre ulike hastighetsnivåer (foretrukket, langsom og hurtig ganghastighet). Forsøkspersonene fikk all informasjon før testene startet, samt at dette ble gjentatt ved hver hastighetsendring.

Alle forsøkspersonene ble gitt samme instruksjon;

”Gå frem og tilbake tre ganger og”, som ble etterfulgt av følgende instruksjon ved tre ulike hastigheter:

- 1) ”gå i den hastigheten som du normalt går og finner mest komfortabel”
- 2) ”gå langsomt, som om du bare rusler omkring og har god tid”
- 3) ”gå fort, men uten å løpe”.

Forsøkspersonene gikk frem og tilbake den åtte meter lange gangdistansen tre ganger. Dataene som representerer de seks midterste meterne av balansebanen ble benyttet i den videre analysen. Dette produserte 6 sett (2 x 3 sekvenser) med data fra hver av hastighetene. Det ble gjort for å gi en profil av forsøkspersonenes gangparametre gjennom ulike ganghastigheter. Denne profilen ble kun utført på jevnt underlag og med normal belysning, og fungerte som en referanseprofil som alle de andre gangtestene ble sammenlignet med (Moe-Nilssen et al., 2006).

Etter baseline, gjennomførte forsøkspersonene tre gangtester under ulike forhold, i følgende rekkefølge:

- 1) Gange på jevnt underlag i redusert belysning (GaitDark). Perseptuell manipulasjon - bestemme visuell avhengighet.
- 2) Gange på mykt underlag (balansebane) i normal belysning (GaitMat). Mekanisk manipulasjon - bestemme avhengighet av somatosensorisk informasjon fra underlaget.
- 3) Gange på mykt underlag (balansebane) i redusert belysning (GaitDarkMat). Perseptuell og mekanisk manipulasjon - vurdere evne til å benytte vestibulær informasjon.

Forsøkspersonene gikk tre lengder frem og tilbake for hver deltest med manipulering, der det ble foretatt målinger av de midterste seks meterne. Forsøkspersonene ble instruert om å gå i foretrukket hastighet og det ble gitt følgende instruksjon: ”Gå frem og tilbake tre ganger, i den hastighet du selv foretrekker”.

Forsøkspersonene fikk på forhånd beskjed om at det var viktig å stå litt i ro etter å ha snudd ved enden av balansebanen før de gikk gangstrekningen tilbake. Dette var nødvendig for at koordinatsystemet (se avsnitt 2.3.1.1.) kunne justeres. De ble også bedt om å akselerere og deselerere utenfor måleområdet.

Gangtestene med perseptuell manipulering ble ikke utført med øynene lukket, men kun i redusert belysning. Dette grunnet forsøkspersonenes sikkerhet, samt at det å gå med øynene lukket er en relativt unaturlig oppgave. Gange i redusert belysning er derimot en situasjon vi daglig opplever. Det var ikke ønskelig at forsøkspersonene skulle adapteres til lyset ved gangtestene i redusert belysning, da hver gangsekvens ville bli enklere og enklere å utføre. For å unngå at forsøkspersonene skulle bli adaptert til mørket under gangtestene, ble lyset slått på (visual bleaching) før hver nye lengde ble påstartet, og de ble instruert om å starte å gå umiddelbart etter at lyset igjen ble slukket (Moe-Nilssen et al., 2006).

#### **2.4.2 Test av vestibulær funksjon - Nevro-otologiske tester**

Da det var leger som utførte og valgte ut de vestibulære testene, vil det kun gis en oppsummering av utførte tester. Se vedlegg 3 for redegjørelse for utførelse av de

vestibulære testene og hvordan resultatene kan tolkes. Den vestibulære funksjonen ble undersøkt ved hjelp av kliniske tester av de horisontale og vertikale buegangene. Det ble utført tester for å undersøke per-rotatorisk og spontan nystagmus, samt head impulse test og head shake test, slik som beskrevet i testprotokollen (vedlegg 6). Det ble benyttet video-nystagmografi ved alle testene, utenom ved head-impulse test, (se avsnitt 2.3.2. for beskrivelse av apparatur).

I etterkant av testingen førte resultatene fra begge legene til at forsøkspersonene ble plassert i en av tre mulige grupper, ut i fra den vestibulære funksjonen:

- 1) Tilnærmet normal vestibulær funksjon.
- 2) Partiell nedsatt vestibulær funksjon. Dette vil si at funksjonen ikke var alvorlig nedsatt, men heller ikke normal.
- 3) Alvorlig nedsatt vestibulær funksjon. Dette vil si at den vestibulære funksjonen enten var helt fraværende eller svært grovt nedsatt.

## **2.5 Datainnsamling**

### **2.5.1 Datainnsamling til balanseundersøkelsene**

Balansetestene ble utført på et bevegelseslaboratorium ved Høgskolen i Sør-Trøndelag. Dette rommet var ca. 10 x 6 meter, og det var jevnt og godt belyst (> 750 lux ved gulvnivå) under testene med normale lysforhold. Midt i rommet var det tilrettelagt for at forsøkspersonene kunne gå 8 meter sammenhengende, i en rett strekning, hvor to teipstreker markerte start- og slutt punkt. Alle veggene i rommet var hvite, og det var kun vinduer på den ene kortveggen. For å unngå påvirkning av lysforholdene ved testene i redusert belysning ble vinduene tildekt slik at ikke noe lys slapp igjennom. Testrommet ble holdt så stille og isolert som mulig slik at unødvendige forstyrrelser ble unngått. Det samme testrommet ble benyttet av samtlige forsøkspersoner.

Et møte med tegnspråktolkene ble gjennomført inne på bevegelseslaboratoriet noen dager i forkant av første testdag. Tolkene ble grundig satt inn i testprotokollen og testsituasjonen og hvordan de skulle forholde seg. Det var spesielt viktig at tolkene oversatte testprotokollen likt hver gang. Trening på gjennomførelse av hele

testsituasjonen, med utprøving av testprotokoll og testutstyr, ble gjennomført flere ganger før den virkelige testingen startet.

Balansetestingen ble gjennomført i løpet av tre uker, mandag-fredag, og foregikk på dagtid (mellom 0900 og 1600) på grunn av tolkenes og stipendiatenes arbeidstid. Forsøkspersonene hadde på forhånd fått tilsendt informasjonsskriv med samtykkeformular (vedlegg 8) som de hadde undertegnet før de kom til balansetestingen. I tillegg fikk de tilsendt et informasjonsbrev om oppmøtested, kontaktinformasjon etc. (vedlegg 10).

Balansesituasjonene ble introdusert for forsøkspersonene før testingen startet. Formålet med introduksjonen var å trygge testsituasjonen, og for å forklare hvordan testene skulle gjennomføres. Forsøkspersonene ble vist rundt i testlokalet og testutstyr ble vist fram og enkelt forklart. Det ble vektlagt at den tekniske delen av undersøkelsen ikke skulle virke skremmende, og det ble presisert at de når som helst kunne trekke seg fra videre undersøkelse uten å gi en forklaring eller med frykt for at det ville gi negative konsekvenser. Det ble satt av god tid til at forsøkspersonene skulle få besvart spørsmål.

Ettersom det kan forekomme tilvenning til testsituasjoner selv ved enkle tester (Moe-Nilssen, 1998c) fikk alle forsøkspersonene forsøke hver deltest en gang før målingen startet. Det ble lagt inn en pause etter balansetestene i stående, i forbindelse med at balansebanen ble satt opp, hvor de fikk mulighet til å sette seg ned og ta noe å drikke. De kinematiske sensorene beholdt de på seg under pausen.

Ved balansetesting av de normalthørende forsøkspersonene var det alltid to fysioterapeuter til stede som samarbeidet om balansemålingene. Under testingen av de hørselshemmede var det i tillegg to tolker som bidro, og det var hele tiden de samme tegnspråktolkene som var til stede. Hele testprosedyren tok omtrent 60-90 minutter, inkludert festing av utstyr, gjennomgang av testprotokoll, besvarelse av eventuelle spørsmål, måling av høyde og vekt etc. Testingen av de hørselshemmede tok litt lengre tid enn de normalthørende på grunn av bruk av tegnspråktolk, noe som var forventet.



## 2.5.2 Datainnsamling til de vestibulære undersøkelsene

De hørselshemmedes vestibulære funksjon ble undersøkt av to leger ved Høresentralen, St. Olav Hospital, i Trondheim. Undersøkelsene ble utført på et legekantor ved Høresentralen. Legene var blindet for informasjon om hørselsskadene til forsøkspersonene og resultatene av balansetestene. En av legene utførte undersøkelsene, mens begge legene analyserte resultatene. Jeg hadde ansvar for pasientflyten. Ved alle undersøkelsene av de hørselshemmede var begge legene, en tegnspråktolk og jeg til stede. De nevro-otologiske testene av den hørselshemmede gruppen ble gjennomført på en dag, da testetiden for hver person kun tok 10-20 minutter. Forsøkspersonene mottok brev med oppmøteinformasjon etc. i god tid før undersøkelsen (vedlegg 11).

## 2.6 Dataanalyse

Etter datainnsamlingen ble signalprosesseringen foretatt i et tilpasset program kalt TRASK. TRASK kjøres som en applikasjon i Matlab 7.1. Videre statistisk analyse ble utført i Microsoft Excel 2008 for Mac og SPSS 16.

### 2.6.1 Resultatvariabler

#### 2.6.1.1 RMS Trunkusakselerasjon

Root mean square (RMS) av TA blir benyttet i denne studien for å beskrive gjennomsnittet av trunkusakselerasjonene langs de AP-, ML- og V aksene for hver gangsekvens (Moe-Nilssen, 1998c).

RMS beregnes ut fra følgende formel;

$$\text{RMS} = \sqrt{\frac{\sum_{i=1}^n a_i^2}{n}}$$

hvor  $a_i$  er akselerasjon for registrering  $i$  og  $n$  er antall registreringer. Denne resultatvariabelen ble også benyttet under stående stilling, som et uttrykk for

gjennomsnittlig akselerasjon i en periode, men det ble kun foretatt målinger i AP- og ML retning.

### ***2.6.1.2 Trunkusregularitet***

Trunkusregularitet er et mål på gangvariabiliteten, og ble i denne studien undersøkt ved hjelp av en autokorrelasjonsprosedyre. For en detaljert forklaring se Moe-Nilssen og Helbostad (2004). Det blir oppgitt en autokorrelasjonskoeffisient både for enkeltsteg og dobbeltsteg, og disse blir rapportert for de ML, AP og V aksene (Moe-Nilssen og Helbostad, 2005). Enkeltsteg vil si perioden fra et steg til det neste kontralaterale steget. Dobbeltsteg er perioden fra et steg til det neste ipsilaterale steget (Moe-Nilssen og Helbostad, 2004). Autokorrelasjonskoeffisienten for enkeltsteg er et uttrykk for regulariteten mellom akselerasjonssignalene for to påfølgende steg. Autokorrelasjonskoeffisienten for dobbeltsteg er uttrykk for regulariteten mellom dobbeltsteg. Høyere verdier av regulariteten av enkeltsteg og dobbeltsteg reflekterer høyere enkeltsteg- eller dobbeltstegregelmessighet (Tura et al., 2010). Det vil si at desto høyere autokorrelasjonskoeffisient, desto lavere variabilitet (Helbostad et al., 2007). En perfekt gjengivelse av gangsyklussignalene mellom naboenkeltsteg eller dobbeltsteg vil gi en autokorrelasjonskoeffisient på 1, og ved stor grad av variabilitet vil koeffisienten ha verdi nærmere 0 (Moe-Nilssen og Helbostad, 2005, Moe-Nilssen et al., 2010).

Regulariteten av enkeltsteg i ML retning vil alltid være negativ siden dette korresponderer med den laterale trunkusakselerasjonen til høyre og venstre side (med motsatt rettet fortegn av akselerasjonsverdier ved høyresidige steg versus venstresidige steg) (Tura et al., 2010).

Det er vanligvis en høy kovarians mellom trunkus-autokorrelasjonene for enkeltsteg og dobbeltsteg. Lavere trunkusregularitet mellom enkeltsteg enn dobbeltsteg er et uttrykk for en systematisk asymmetri mellom høyre og venstre side (Moe-Nilssen et al., 2010). Ved generell lav regelmessighet mellom stegene, vil både trunkusregulariteten for enkeltsteg og dobbeltsteg være lav (Moe-Nilssen og Helbostad, 2004).

### **2.6.1.3 Ganghastighet**

Ved baseline (gange på flatt underlag og normal belysning) gikk gruppene i tre ulike hastigheter (langsomt, foretrukket og hurtig), og hver av disse hastighetene har blitt sammenlignet mellom gruppene. Ved de resterende gangtestene med perseptuell og mekanisk manipulering har kun gruppenes foretrukne ganghastighet blitt sammenlignet. Ganghastighet ble beregnet ved å benytte en stoppeklokke som er koblet til TRASK-programmet. Ved å trykke på en start/stopp-knapp for hvert testintervall kan hastighet beregnes når gangdistansen er kjent.

### **2.6.2 Normalisering av ganghastighet**

Mange gangparametre er hastighetsavhengige, det vil si at variablene endrer seg med hastigheten (Moe-Nilssen og Helbostad, 2004). Dersom det foretas gruppesammenligninger av hastighetsavhengige gangparametre uten at det kontrolleres for hastigheten, kan dette føre til at en eventuell gruppeforskjell ikke gir informasjon om ulikhet i bevegelsesstrategi, men kun er et resultat av hastighetsforskjellen (Moe-Nilssen og Helbostad, 2005). Moe-Nilssen og Helbostad (2004) har foreslått en prosedyre for å kontrollere hastighetsavhengige variabler som har blitt benyttet i denne studien.

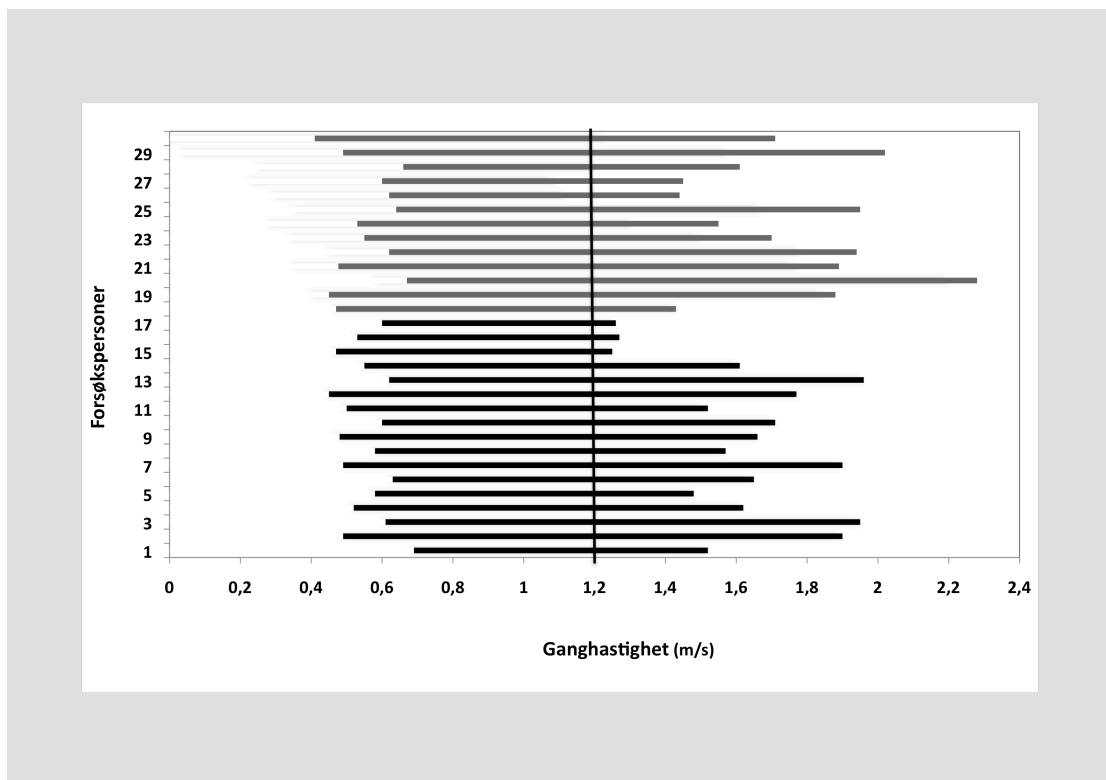
Mange gangvariabler (slik som TA og TR) har en ikke-lineær sammenheng med ganghastighet og følger en kvadratisk kurve (Wilhelmsen et al., 2010). Estimat for forholdet mellom ganghastighet og en hastighetsavhengig gangparameter er derfor et annengradspolynom etter følgende formel:

$$Y = ax^2 + bx + c$$

For å kunne beregne et annengradspolynom er det nødvendig å kjenne til minst tre ulike ganghastigheter. I denne studien kontrolleres derfor problemet med hastighetsavhengige gangparametre ved å la forsøkspersonene få gå i tre ulike hastigheter ved baseline, det vil si langsom, normal og hurtig gange. Ut i fra dette ble det kalkulert et individuelt kurveestimat for hver forsøksperson og hvert gangparameter. Etter at kurveestimatet var beregnet, kunne en finne den aktuelle gangparameterverdien ved punktestimat for en

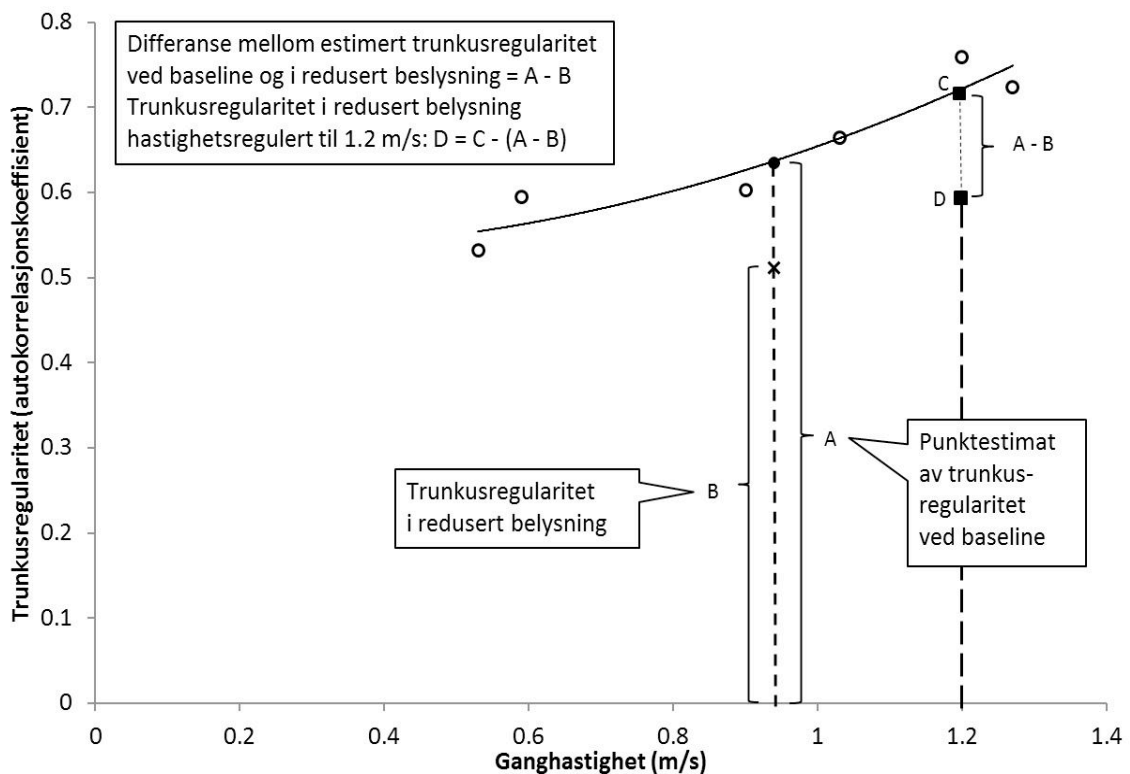
valgt ganghastighet ved interpolasjon (Moe-Nilssen, 1998b). Dermed kan en sammenligne ulike gangvariabler med den samme valgte ganghastigheten, selv om den faktiske hastigheten endres både ved forskjellige forhold og er ulik mellom forsøkspersoner (Moe-Nilssen et al., 2006). Det valgte punktestimatet bør ligge innenfor kurvestimatets grenser for hver forsøksperson (Altman og Bland, 1998).

Analysene av RMS TA og TR ble foretatt ved en normalisert ganghastighet på 1.2 m/s. Dette ble gjort fordi hastigheten var innenfor variasjonsbredden (rang) av ganghastigheter for alle forsøkspersonene i begge grupper (figur 1). I tillegg er dette en normalisert hastighet som har blitt benyttet også i flere andre studier, noe som skaper et bedre sammenligningsgrunnlag.



Figur 1. Variasjonsbredde for ganghastighetene til forsøkspersonene, 17 hørselshemmede (svart stolpe) og 14 kontroller (grå stolpe).

Trunkusakselerasjon og trunkusregularitet ved gangtestene med manipulering ble hastighetsregulert til 1.2 m/s slik som forklart i figur 2. De hastighetsregulerte variabelverdiene tillater oss dermed å sammenligne gruppene ved lik hastighet også ved gangtestene med manipulering.



Figur 2. Eksempel på hvordan hastighetsregulert trunkusregularitet har blitt estimert ved gangtestene med manipulering

## 2.7 Statistiske metoder

Da jeg ønsket å teste statistisk om det var signifikante forskjeller mellom de hørselshemmede og normalthørende sin balanseevne, framsatte jeg i samsvar med hovedproblemstillingen og valgte operasjonaliseringer følgende arbeidshypoteser:

Arbeidshypotese 1: Det er forskjell i postural balanse i stående stilling, målt som RMS TA, mellom en gruppe med medfødt eller tidlig ervervet og alvorlig hørselshemming sammenlignet med en normalthørende kontrollgruppe.

Arbeidshypotese 2: Det er forskjell i postural balanse under gange, målt som TR mellom enkelt og dobbelsteg, RMS TA og foretrukket ganghastighet, mellom en gruppe med medfødt eller tidlig ervervet og alvorlig hørselshemming sammenlignet med en normalthørende kontrollgruppe.

Når en arbeidshypotese skal prøves statistisk, er det nødvendig å omformulere den til en statistisk hypotese. Alfa ble før testingen satt til .05. Jeg har satt opp nullhypoteser for gruppenes gjennomsnitt av resultatvariablene ved både testene i stående stilling (H01) og under gange (H02). Dersom nullhypotesene hadde vært sanne, ville gruppenes sentralmål ikke være signifikant forskjellig. Hypotesene som sier at det faktisk er forskjell i postural balanse mellom gruppene, er da de alternative hypotesene HA1 (det er forskjell mellom gruppene i ståbalanse) og HA2 (det er forskjell mellom gruppene i balanse under gange). I overensstemmelse med vanlig statistisk notasjon ønsket jeg derfor å teste:

H0:  $\mu$  kontroller =  $\mu$  hørselshemmede    mot    HA:  $\mu$  kontroller  $\neq$   $\mu$  hørselshemmede  
( $\mu$  = gjennomsnitt/median score)

### **2.7.1 Kontroll over tredjevariabler**

Jeg har valgt å kontrollere tredjevariabler ved hjelp av statistiske metoder i den etterfølgende analysen fremfor gjennom designet (som for eksempel homogene grupper eller matching). Tredjevariabler er andre variabler enn de uavhengige variablene som kan påvirke den avhengige variabelen, og disse er en trussel mot den interne validiteten (Lund og Haugen, 2006). I denne studien er det utvalgsskjevhet i forhold til variablene kjønn, alder, høyde og vekt. Det har blitt benyttet statistisk kontroll (multipel regresjon som tok hensyn til flere samvarierende faktorer) der dette har vært mulig, for å sikre at eventuelle gruppeforskjeller skyldes hørselshemming og ikke utvalgsskjevheten.

### **2.7.2 Statistisk analyse av testene i stående stilling**

Datamaterialet (RMS TA-verdiene) fra testene i stående stilling var ikke normalfordelt i noen av gruppene, og dette gjaldt spesielt datamaterialet fra den hørselshemmede gruppen. Normaliteten ble undersøkt ved hjelp av histogram, Q-Q plot, sammenligning av gjennomsnitt og median og Kolmogorov-Smirnov test. Datamaterialet var positivt forskjøvet, noe som vil si at det var flest lave scorere, og noen svært høye scorere. Det ble benyttet både  $\log(\log(X_i))$ , ”kvadrattrottransformasjon” ( $\sqrt{X_i}$ ), og ”resiprok

transformasjon" ( $1/X_i$ ) for å prøve å gjøre distribusjonen normalfordelt. Transformasjonene ble benyttet da de kan korrigere for et positivt forskjøvet datamateriale (Field, 2009). Det var likevel ingen av transformasjonene som gjorde distribusjonen normalfordelt. Datamaterialet ble også vurdert i forhold til å kunne benytte multippel regresjon, hvor heteroskedastisitet kunne være et problem (dvs. at variansen av residualene ikke var konstant) (ibid). Dette ble vurdert ved hjelp av blant annet ZPRED vs. ZRESID plot, hvor datapunktene hadde en vifteform (dvs. at punktene ble mer spredd utover grafen), et funn som er typisk for heteroskedastisitet (Field, 2009). Ettersom datamaterialet ikke var normalfordelt undersøkte jeg medianverdiene av gruppens RMS TA, og den ikke-parametriske testen Mann-Whitney ble benyttet for å sammenligne gruppene.

### **2.7.3 Statistisk analyse av gangtestene**

Et gjennomsnitt av resultatvariablene for to gangsekvenser under hver hastighet ved baseline og hver av testene med manipulering ble brukt som resultatvariabler. Ved hver deltest ble det utført 6 gangsekvenser, og det ble valgt å benytte gangsekvens nummer 3 og 5 som det ble beregnet et gjennomsnitt av. De øvrige sekvensene benyttes ikke i denne studien.

For å vurdere om jeg kunne forkaste nullhypotesen satt opp i forbindelse med gangtestene, ble gjennomsnittsverdiene av RMS TA, ganghastighet og TR mellom enkelt- og dobbeltsteg statistisk testet. Normaliteten ble undersøkt ved hjelp av histogram, Q-Q plott og med sammenligning av gjennomsnitt og median score. Tilnærmet normalitet kunne av dette bli antatt (klokkeformet histogram med høyeste punkt rundt null, punktene legger seg på/nær linjen og tilnærmet lik gjennomsnitt og median), og dette muliggjorde bruk av parametriske tester. Datamaterialet ble også funnet å være homoskedastisk (residualene ved hvert nivå av den uavhengige variabelen(e) har den samme variansen). For å sammenligne gruppene valgte jeg å benytte multippel regresjon, der resultatvariablene ble ført inn som avhengig variabel og gruppetilhørighet som uavhengig variabel. Det ble kontrollert for alder, kjønn, høyde og vekt. Det ble benyttet en baklengs stegvis regresjonsprosedyre, hvor verdier over 0.10 ble kastet ut av modellen. Variablene som falt ut før siste sekvens hadde ingen

forklaringskraft i forhold til den avhengige variabelen. Det er den siste modellen som vil bli presentert (Moe-Nilssen og Helbostad, 2005).

I første del av ganganalysen undersøkte jeg om gruppene gikk i ulik hastighet ved hver av deltestene, kontrollert for høyde, vekt, kjønn og alder, før jeg sammenlignet de resterende resultatvariablene der det i tillegg ble kontrollert for ganghastighet.

#### **2.7.4 Multippel regresjon og gruppegjennomsnitt**

Regresjonskoeffisienten (b-verdien) representerer endring av den avhengige variabelen pr. enhet endring av en kontinuerlig uavhengig variabel, og forskjell i verdi for den avhengige variabelen mellom gruppene for en dikotom gruppevariabel. I dette tilfellet vil alle de uavhengige variablene inkludere både resultatvariablene og kovariatene (høyde, vekt, alder og kjønn). En uavhengig variabel vil bidra signifikant til modellen hvis t-testen som er assosiert med variabelens b-verdi er signifikant (dvs. p-verdien er lavere enn det forhåndssette alfa-nivået).

I denne studien har kontrollgruppen blitt kodet som 0 og den hørselshemmede gruppen som 1. Det vil si at b-verdiene forteller noe om den relative forskjellen mellom den hørselshemmede gruppen og kontrollgruppen.

### **2.8 Etiske betraktninger**

Denne studien har fulgt de etiske retningslinjene fra Helsinkideklarasjonen, som gir en standard for hvordan medisinsk forskning bør utføres for å være etisk forsvarlig (Ruyter et al., 2000). De regionale komiteene for medisinsk og helsefaglig forskningsetikk (REK) bygger på denne deklarasjonen (Ruyter et al., 2000). Det ble i forkant av gjennomførelse av studien innsendt en skriftlig søknad om godkjenning til REK, og studien ble godkjent 16.02.2010 (vedlegg 7).

Alle forsøkspersonene mottok i forkant av studien informasjonsskriv med samtykkeformular, hvor studien og testsituasjonen var beskrevet (vedlegg 8). De



hørselshemmede fikk tilbud om å få oversatt det skriftlige skrivet av en tegnspråktolk, slik at man kunne være sikker på at informasjonen var oppfattet riktig. Tilbudet ble gitt på testdagen, før testingen startet. Et risikoelement i denne studien var at forsøkspersonenes balanse ble provosert. Det var derfor viktig at de ble opplyst om det i informasjonsskrivet før undersøkelsen startet. I tillegg ble det tatt nødvendige forhåndsregler for å sikre at ingen skader ville forekomme, ved å ha skumgummimatter (Airex Sanitized) rundt alle sidene av kraftplaten og balansebanen. Det var alltid forskningsmedarbeidere i nærheten av forsøkspersonene, som kunne gi fysisk støtte om nødvendig.

All informasjon har blitt behandlet på en slik måte at det skal ikke være mulig å koble data til forsøkspersonene (vedlegg 8). Dette er et særlig sårbart moment når det forskes på små grupper, slik som hørselshemmede, da de er lett gjenkjennbare.

## 3 RESULTAT

### 3.1 Gruppesammenligning av postural balanse i stående

**Tabell VII. Median RMS TA (m/s<sup>2</sup>) for hørselshemmede og kontroller i stående**

Test	Median AP hørselshemmede	Median ML hørselshemmede	Median AP kontroller	Median ML kontroller
Baseline	.0264	.0214	.0237	.0254
StandingEC	.0312	.0265	.0276	.0288
StandingEOPad	.0419	.0444	.0379	.0374
StandingDarkPad	.0567	.0541	.0416	.0438
StandingECPad	.0767	.0710	.0554	.0440

Baseline: Stående på flatt underlag i normal belysning (benyttes som referanseverdier). StandingEC: Stående med øynene lukket. StandingEOPad: Stående med øyne åpne på balansepute. StandingDarkPad: Stående på balansepute i redusert belysning. StandingECPad: Stående med øynene lukket på balansepute. AP: Anteriorposterior. ML: Mediolateral. TA: trunkusakselerasjon.

**Tabell VIII. Test av forskjell i RMS TA mellom hørselshemmede og kontroller i stående (Mann-Whitney U-test)**

Test	U AP	U ML	r AP	r ML	p AP	p ML
Baseline	99.00	113.00	-.142	-.185	ns	ns
StandingEC	95.00	119.00	-.356	.000	ns	ns
StandingEOPad	68.00	68.00	-.364	-.364	.044*	.044*
StandingDarkPad	46.00	59.00	-.520	-.428	.006**	.043*
StandingECPad	44.00	42.00	-.516	-.531	.004**	.003**

Baseline: Stående på flatt underlag i normal belysning (benyttes som referanseverdier). StandingEC: Stående med øynene lukket. StandingEOPad: Stående med øyne åpne på balansepute. StandingDarkPad: Stående på balansepute i redusert belysning. StandingECPad: Stående med øynene lukket på balansepute. AP: Anteriorposterior. ML: Mediolateral. TA: trunkusakselerasjon. U = teststatistikk (Mann-Whitney U-test), r = effektstørrelse, \* p < 0.05, \*\* p < 0.01

Teststatistikken i Tabell VIII viser at ved baseline og StandingEC må nullhypotesen (1), om at det ikke er forskjell mellom gruppene (se avsnitt 2.7) beholdes. Til forskjell viste alle testene med mekanisk manipulering (stående på balansepute) signifikante gruppeforskjeller ( $p < .05$ ). Dermed forkastes nullhypotesen (1) ved testene StandingEOPad, StandingDarkPad og StandingECPad. I overensstemmelse med Cohen's (Cohen, 1992, Cohen, 1988) gradering av effektstørrelser, hvor  $r = .10$  (liten effekt),  $r = .30$  (medium effekt) og  $r = .50$  (stor effekt), er det medium effekt ved StandingEOPad, medium til stor effekt ved StandingDarkPad og stor effekt ved StandingECPad (se r-verdier i Tabell VIII).

### 3.2 Gruppesammenligning av gangfunksjon og postural balanse under gange

**Tabell IX. Gjennomsnittlig ganghastighet (m/s) ved langsom, foretrukket og hurtig gange ved baseline, samt foretrukket ganghastighet ved alle gangtester med manipulering for hørselshemmede og kontroller**

Test	Gjennomsnitt		SD	
	hørselshemmede	hørselshemmede	kontroller	kontroller
FH baseline	1.09	.13	1.24	.05
LH baseline	.57	.07	.58	.10
HH baseline	1.55	.20	1.68	.24
FH GaitDark	1.11	.20	1.22	.19
FH GaitMat	1.01	.16	1.19	.12
FH GaitDarkMat	.94	.19	1.18	.15

Baseline: Gange på flatt underlag i normal belysning. GaitDark: Gange på flatt underlag i redusert belysning. GaitMat: Gange på balansebane i normal belysning. GaitDarkMat: Gange på balansebane i redusert belysning. FH = foretrukket hastighet, LH = langsom hastighet, HH = hurtig hastighet

I tabell IX vises gruppens gjennomsnittlige ganghastighet under samtlige gangtester. Se vedlegg 9 for gruppens gjennomsnittsverdier av RMS TA og TR. Det er en gradvis økende gruppeforskjell i forhold til ganghastighet fra GaitDark til GaitMat til

GaitDarkMat, der kontrollgruppen gikk forholdsvis 9.9, 17.8 og 25.5 % hurtigere enn de hørselshemmede forsøkspersonene.

I Tabell X vises forskjell i ganghastighet mellom den hørselshemmede gruppen og kontrollgruppen, kontrollert for alder, kjønn, vekt og høyde. I både tabell X og XI vises forskjell i RMS TA og TR mellom gruppene, kontrollert for både ganghastighet, alder, kjønn og vekt. Resultatene fra multipl regresjon legges frem i tabellform, der den siste modellen fra baklengs multipl regresjon gjengis (tabell X og XI). Det er kun signifikante resultater som blir rapportert. Det vil si at de gangvariablene som ikke gjengis heller ikke viste signifikant gruppeforskjeller.

Tabell X viser at nullhypotesen (H02) (se avsnitt 2.7) testet ved hjelp av foretrukket ganghastighet må forkastes ved alle testene, utenom GaitDark. Det vil si at den hørselshemmede gruppen gikk med en langsommere foretrukket ganghastighet sammenlignet med kontrollgruppen ved alle gangtestene, utenom GaitDark. Gaitdark viser derimot den samme trenden som de øvrige testene.

Tabell X viser at nullhypotesen (H02) testet ved hjelp av trunkusregularitet må forkastes i forhold til V TR ved både enkelt- og dobbelsteg, samt ML TR mellom dobbelsteg ved baseline. Tabell XI viser at nullhypotesen (H02) forkastes også i forhold til V TR mellom enkelt- og dobbelsteg ved GaitDark og GaitMat. Ved GaitDarkMat forkastes nullhypotesen (H02) i forhold til både V TR, ML TR og AP TR ved enkelt- og/eller dobbelsteg (se Tabell XI). Dermed demonstrerte den hørselshemmede gruppen relativt høy trunkusvariabilitet i alle plan sammenlignet med kontrollgruppen ved samtidig mekanisk og perseptuell manipulering under gange.

Nullhypotesen (H02), testet ved hjelp av RMS TA, ble bekreftet ved samtlige gangtester. Det vil si at det ikke var signifikante gruppeforskjeller i forhold til RMS TA ved noen av gangtestene (vises derfor ikke i regresjonsmodellene).

**Tabell X. Multippel regresjon av ganghastighet ved alle tester, samt av hastighetsregulert RMS TA og TR ved baseline. Resultatvariabel er ført inn som avhengig variabel og gruppe som uavhengig variabel (0 = kontroll; 1 = hørselshemmet), kontrollert for alder, kjønn, vekt og høyde, analysert som baklengsmodeller hvor bare siste modell er vist i tabellen.**

	b	SE b	$\beta$	P	R <sup>2</sup>	Justert R <sup>2</sup>
FH baseline						
				.008*	.22	.19
Gruppe	-.155	.055	-.466	.008		
FH GaitMat						
				.001*	.32	.20
Gruppe	-.185	.050	-.564	.001		
FH GaitDarkMat						
				.000*	.35	.33
Gruppe	-.250	.063	-.591	.000		
Hastighetsregulert verdi av ML TR mellom dobbeltsteg ved baseline						
				.000*	.45	.42
Høyde	-.006	.002	-.529	.001		
Gruppe	-.073	.033	-.317	.035		
Hastighetsregulert verdi av V TR mellom enkeltsteg ved baseline						
				.003*	.26	.24
Gruppe	-.063	.020	-.512	.003		
Hastighetsregulert verdi av V TR mellom dobbeltsteg ved baseline						
				.000*	.36	.34
Gruppe	-.089	.022	-.601	.000		

Baseline: Gange på flatt underlag i normal belysning. GaitDark: Gange på flatt underlag i redusert belysning. GaitMat: Gange på balansebane i normal belysning. GaitDarkMat: Gange på balansebane i redusert belysning. FH = fortrukket hastighet. AP: Anteriorposterior. ML: Mediolateral. V: Vertikal. RMS TA: Trunkusakselerasjon. TR: Trunkusregularitet. \* Modeller med p < .05

**Tabell XI. Multippel regresjon av hastighetsregulert RMS TA og TR ved gangtester med manipulering. Resultatvariabel er ført inn som avhengig variabel og gruppe som uavhengig variabel (0 = kontroll; 1 = hørselshemmet), kontrollert for alder, kjønn, vekt og høyde, analysert som baklengsmodeller hvor bare siste modell er vist i tabellen.**

	b	SE b	$\beta$	P	R <sup>2</sup>	Justert R <sup>2</sup>
Hastighetsregulert verdi av V TR mellom enkeltsteg ved GaitDark						
				.001*	.30	.28
Gruppe	-.093	.026	-.549	.001		
Hastighetsregulert verdi av V TR mellom dobbeltsteg ved GaitDark						
				.003*	.34	.30
Kjønn	.053	.027	.302	.066		
Gruppe	-.075	.027	-.433	.011		
Hastighetsregulert verdi av V TR mellom enkeltsteg ved GaitMat						
				.004*	.32	.28
Vekt	-.002	.001	-.305	.082		
Gruppe	-.057	.026	-.374	.035		
Hastighetsregulert verdi av V TR mellom dobbeltsteg ved GaitMat						
				.007*	.23	.20
Gruppe	-.080	.028	-.475	.007		
Hastighetsregulert verdi av AP TR mellom enkeltsteg ved GaitDarkMat						
				.005*	.31	.26
Alder	-.004	.002	-.325	.051		
Gruppe	-.145	.057	.403	.017		
Hastighetsregulert verdi av ML TR mellom dobbeltsteg ved GaitDarkMat						
				.001*	.41	.37
Høyde	-.008	.003	-.423	.008		
Gruppe	-.150	.056	-.397	.012		
Hastighetsregulert verdi av V TR mellom enkeltsteg ved GaitDarkMat						
				.001*	.32	.30
Gruppe	-.188	.051	-.568	.001		
Hastighetsregulert verdi av V TR mellom dobbeltsteg ved GaitDarkMat						
				.005*	.24	.22
Gruppe	-.178	.058	-.491	.005		

GaitDark: Gange på flatt underlag i redusert belysning. GaitMat: Gange på balansebane i normal belysning. GaitDarkMat: Gange på balansebane i redusert belysning. AP: Anteriorposterior. ML: Medio-lateral. V: Vertikal. TA: Trunkusakselerasjon. TR: Trunkusregularitet. \* Modeller med  $p < .05$

### 3.3 De hørselshemmedes vestibulære funksjon

Resultatene fra den vestibulære undersøkelsene viste at totalt 70.6 % av de hørselshemmede hadde nedsatt vestibulær funksjon av ulik grad (se Tabell XII). Det indikerer at om lag 2/3 av den hørselshemmede gruppen har redusert funksjon av buegangene. Den største prosentandelen av de hørselshemmede hadde partiell nedsatt vestibulær funksjon, der to av åtte hadde klare tegn på unilateralt vestibulært tap. For de seks resterende forsøkspersonene i gruppe to kunne en ikke med sikkerhet si om det forelå en bilateral- eller unilateral vestibulær skade. Alle individene i gruppe tre hadde alvorlig bilateralt vestibulært tap.

**Tabell XII.**

**Fordeling av de hørselshemmede forsøkspersonene i forhold til grad av vestibulær funksjon**

Diagnostisk gruppe	Antall forsøkspersoner (%)
1. Tilnærmet normal vestibulær funksjon	5 forsøkspersoner (29,4 %)
2. Partiell nedsatt vestibulær funksjon	8 forsøkspersoner (47,1 %)
3. Alvorlig nedsatt vestibulær funksjon	4 forsøkspersoner (23,5 %)

## 4 RESULTATDISKUSJON

I denne studien har jeg sammenlignet den posturale balansen hos en gruppe hørselshemmede voksne med en gruppe normalthørende voksne. De hørselshemmedes vestibulære funksjon har også blitt undersøkt, og jeg har prøvd å evaluere hvilket sensorisk system de hørselshemmede voksne eventuelt kompenserte mest med. Jeg forventet at de hørselshemmede forsøkspersonene ville ha redusert balanse sammenlignet med kontrollgruppen, uttrykt som økt RMS TA i stående stilling og under gange, nedsatt ganghastighet og økt gangvariabilitet. Det var også forventet at de hørselshemmede ville utvise redusert vestibulær funksjon, men jeg var usikker på forekomsten da tidligere studier hadde vist svært sprikende resultater. Ved en eventuell redusert vestibulær funksjon hos de hørselshemmede forventet jeg at de ville kompensere med de resterende sensoriske systemene, slik at deres balanseproblem særlig ble synlig under balansetestene med manipulering.

Gruppesammenligningen av RMS TA ved baseline i stående og StandingEC støttet nullhypotesen (H01) (se avsnitt 2.7) om at det ikke var gruppeforskjeller. Resultatene viste i strid med nullhypotesen (H01) at den hørselshemmede gruppen hadde økt RMS TA ved alle testene i stående stilling med mekanisk manipulering.

Gruppesammenligningene av RMS TA under gangtestene støttet nullhypotesen (H02) (se avsnitt 2.7) om at det ikke var gruppeforskjeller ved noen av gangtestene. Resultatene viste i strid med nullhypotesen (H02) at den hørselshemmede gruppen hadde økt gangvariabilitet, selv om det ikke var tilfelle ved alle bevegelsesretningene. Resultatene indikerte at det særlig var gangvariabilitet i V-retning som skilte gruppene, da V TR var signifikant forskjellig mellom gruppene ved samtlige gangtester. Da vanskelighetsgraden ble høy nok, det vil si ved GaitDarkMat, var det signifikant gruppeforskjell i forhold til TR både ved V-, AP- og ML-retning. Etersom TR (som er en autokorrelasjon) er et mål på likhet i gangmønster, indikerte de lavere autokorrelasjonsverdiene at den hørselshemmede gruppen hadde et mer inkonsekvent gangmønster enn kontrollgruppen. Resultatene indikerte i strid med nullhypotesen (H02) at den hørselshemmede gruppen hadde redusert foretrukket ganghastighet sammenlignet med kontrollgruppen ved alle gangtestene, utenom GaitDark.



Resultatene fra de vestibulære undersøkelsene viste at ca. 2/3 av den hørselshemmede gruppen hadde redusert vestibulær funksjon av ulik grad. Dette indikerer at det vestibulære tapet trolig kan forklare de hørselshemmedes reduserte balanseevne.

Funnene fra balansetestene indikerer at det somatosensoriske systemet er viktigere enn det visuelle systemet for å opprettholde den posturale balansen i stående stilling hos voksne hørselshemmede individer. Studien gir ikke et entydig svar i forhold til hvilken sensorisk system de hørselshemmede kompenserer mest med under gange.

## **4.1 Postural balanse i stående**

### **4.1.1 Gruppesammenligning av RMS TA**

Det var trolig ikke gruppeforskjeller i forhold til RMS TA ved baseline på grunn av at den hørselshemmede gruppen kunne kompensere for det vestibulære tapet ved å benytte den visuelle og somatosensoriske informasjonen som var tilgjengelig. Testen var med andre ord ikke vanskelig nok.

Manglende gruppeforskjeller i forhold til RMS TA ved StandingEC, indikerer at vestibulært tap ikke påvirker de hørselshemmedes balanse ved kun perseptuell manipulering. Det vil si at det somatosensoriske systemet suksessfullt kompenserer for det vestibulære tapet og den visuelle manipulasjonen. Ut fra medianverdiene (tabell VII) virker de ikke-signifikante gruppesammenligningene av RMS TA ved baseline og StandingEC som et reelt resultat ettersom det foreligger relativt små gruppeforskjeller. De ikke-signifikante resultatene samsvarer også med funn hos individer med bilateral vestibulær lesjon (BVL) i kompensert fase. Individer med BVL utviser tilnærmet normal svai i stående med øyne åpne eller lukket på stabilt underlag (Herdman og Clendaniel, 2007). Ettersom mine resultater indikerer at  $\frac{2}{3}$  av den hørselshemmede gruppen har redusert vestibulær funksjon, og resultatene fra de stående testene er i overensstemmelse med funnene gjort hos individer med BVL, indikerer dette at balanserresultatene gjengir forsøkspersonenes virkelige egenskaper.

I studien til Magnusson et al. (1995) var det ikke signifikante gruppeforskjeller mellom voksne hørselshemmede og normalthørende ved galvanisk stimulering av den

vestibulære nerven, hverken ved stående stilling med øynene åpne eller lukket. Magnusson et al. (1995) utførte ingen baselinetest, men ettersom det ikke var gruppeforskjeller ved samtidig perseptuell og vestibulær manipulering, ville det sannsynligvis ikke vært det ved baseline eller med kun perseptuell manipulering heller. Dette stemmer således overens med mine egne funn.

Mine resultater viste at det var gruppeforskjeller ved alle testene i stående som inkluderte mekanisk manipulering. Det vil si at den hørselshemmede gruppen demonstrerte nedsatt balanse sammenlignet med kontrollene ved alle testene med manipulering av det somatosensoriske systemet (StandingEOPad, StandingDarkPad og StandingECPad). Resultatene indikerte at gruppeforskjellen i forhold til RMS TA ble større mellom gruppene når vanskelighetsgraden økte i stående stilling (økende manipulering).

De signifikante gruppeforskjellene ved StandingEOPad og StandingECPad er i overensstemmelse med funn av Klunter et al. (2009) og Klunter et al. (2010), som sammenlignet voksne hørselshemmede og normalthørende med de samme testene i stående som jeg har benyttet (mCTSIB). I motsetning til mine resultater viste studien til Klunter et al. (2009) at det var signifikante gruppeforskjeller ved alle de stående testene. I studien til Klunter et al. (2010) nådde ikke CI-kandidatene opp til normaliserte posturografiverdier i forhold til noen av testparametrene. I Magnusson et al. (1995) sin studie ble det demonstrert gruppeforskjeller ved stående stilling med øynene både åpne og lukket, og med samtidig vibrasjon mot leggmusklene.

## **4.2 Ganganalyse og postural balanse under gange**

### **4.2.1 Gruppesammenligning av RMS trunkusakselerasjon (TA)**

Studier som har testet balanse i stående ved å benytte RMS TA som resultatvariabel, har kommet frem til at variabelen klarer å differensiere mellom grupper som trolig har ulik balansekontroll (Moe-Nilssen et al., 2003; Moe-Nilssen og Helbostad, 2002). Resultatene fra balansetestene i stående er i overensstemmelse med dette, men ved gange var det ingen signifikante gruppeforskjeller i forhold til RMS TA. Det er mulig at det ikke er signifikant gruppeforskjeller i forhold til RMS TA fordi variabelen ikke er et

hensiktsmessig mål på postural balanse under gange. Det kan dermed handle om rent biomekaniske forskjeller ved det å stå og gå som gjør at RMS TA ikke viser noe. Ved gange er det nødvendig med trunkusakselerasjon for å komme seg fremover (utenom ved konstant ganghastighet). Det å stå så stille som mulig krever derimot at en holder COM mest mulig i ro og dermed også begrenser trunkusakselerasjonene.

Helbostad al. (2007) brukte RMS TA som gange- og balanse mål under gange og fant forskjell mellom oppgaver og grupper. Dette indikerer at RMS TA er oppgave- og populasjonsavhengig. Vedlegg 9 viser at de hørselshemmede noen ganger hadde høyere RMS TA-verdier enn kontrollgruppen, mens andre ganger hadde kontrollgruppen høyere verdier. Det ser med andre ord ikke ut til å være noe systematikk i resultatene. Min tolkning er derfor at resultatene indikerer faktiske forhold, som vil si at de hørselshemmede utviser normal RMS TA under gange. Kunnskap om RMS TA som balanse mål under gange er enda mangelfullt, da det er relativt få studier som har undersøkt dette. Det er behov for videre forskning for å avklare om RMS TA er et hensiktsmessig balanse mål under gange. Det er videre behov for mer kunnskap om hvordan RMS TA kommer til uttrykk hos ulike populasjoner.

#### **4.2.2 Gruppesammenligning av trunkusregularitet (TR)**

Det var forventet at forsøkspersonene med normal balanse ville utvise liten gangvariabilitet, da gangtestene i denne studien var forutsigbare og foregikk på en kort og rett strekning uten plutselige forstyrrelser utenfra. Dersom forsøkspersonene kom til å demonstrerte høy gangvariabilitet (utvist som lav TR) ville dette bli tolket som tegn på nedsatt balanse. Det var usikkert hvordan TR-verdiene ville vise seg ved de ulike aksene, da tidligere studier har vist noe motstridende resultater (van Schooten et al., 2011; Moe-Nilssen og Helbostad, 2005). Dette kan skyldes at forskjellige akser representerer ulike aspekter av balansekontrollen (Moe-Nilssen et al., 2010).

Den hørselshemmede gruppen hadde signifikant lavere ML TR mellom dobbeltsteg og V TR mellom enkelt- og dobbeltsteg ved baseline. Det siste er et funn som er i overensstemmelse med resultatene til van Schooten et al. (2011). Forskerne benyttet galvanisk vestibulær stimulering (GVS) for å forringe den posturale balansen hos friske

voksne. Dette simulerer en balansesvekkelse på liknende måte som en kan se ved vestibulær patologi. Trunkusakselerasjon ble målt ved hjelp av kinematiske sensorer under tredemøllegange ved flere ulike hastigheter. Deres resultater viste at trunkusvariabiliteten i ML-retning (kun ML-retning som ble målt) var økt ved GVS (van Schooten et al., 2011).

TR mellom enkelt- og dobbeltsteg i V-retning var signifikant forskjellig ved GaitDark. I motsetning forsvant den signifikante gruppeforskjellen i forhold til ML TR som vi så ved baseline ved GaitDark.

Det var gruppeforskjeller i forhold til TR mellom enkelt- og dobbeltsteg i V-retning ved GaitMat. Det var derimot ikke signifikante gruppeforskjeller mellom TR i AP- og ML-retning ved denne testen.

Ved GaitDarkMat hadde den hørselshemmede gruppen lavere ML TR mellom dobbeltsteg i forhold til kontrollgruppen. Det betyr at den hørselshemmede gruppen viste en signifikant større uregelmessighet mellom stegene sammenlignet med kontrollgruppen i ML-retning både ved baseline og GaitDarkMat.

Det var forskjell mellom gruppene i forhold til TR mellom enkeltsteg i AP-retning ved GaitDarkMat. Dette kan skyldes at de hørselshemmede valgte en annen bevegelsesløsning enn kontrollerne. Det ble observert at flere av de hørselshemmede følte seg frem med det ene benet (noe som kanskje kan sies å gi en form for asymmetri eller "haltende" gange), der den fremste foten ble ført langsmed underlaget fremfor å løfte beinet. Dette kan være en mulig årsak til at det AP TR mellom enkeltsteg (og ikke mellom dobbeltsteg) er signifikant forskjellig mellom gruppene. Trolig ble den ene foten ført langsmed underlaget for å få mest mulig informasjon fra det somatosensoriske systemet.

V TR mellom enkelt- og dobbeltsteg var også forskjellig mellom gruppene ved GaitDarkMat. Det vil si at det er gruppeforskjeller i forhold til TR i V-retning ved samtlige gangtester. Den signifikante gruppeforskjellen i forhold til V TR mellom en gruppe med antatt dårligere balansekontroll enn kontrollgruppen, er i overensstemmelse med funn gjort av Menz et al. (2004) og Helbostad et al. (2007). I Menz et al. (2004) sin

studie demonstrerte en gruppe med perifer neuropati størst uregelmessighet i akselerasjonssignalene i AP og V retning. Helbostad et al. (2007) sine resultater viste at hos en gruppe eldre sank V TR signifikant etter utmattende tester sammenlignet med en matchet kontrollgruppe (som ikke utførte de utmattende testene). Momentene nevnt ovenfor kan indikere at TR i V-retning er en variabel som har en mulig betydning for balanse under gange.

Jeg har ingen god forklaring på gruppeforskjellen i V TR mellom gruppene i min studie. Gangvariabilitet er et relativt nytt forskningsfelt, og mange funn er vanskelig å tolke, både fordi variabilitet kan undersøkes på ulike måter og fordi overførbarhet mellom ulike populasjoner kan være begrenset. Min studie er eksplorerende med multiple signifikansanalyser. Da vil muligheten for at signifikante funn oppstår ved tilfeldigheter være større enn om man tester en a priori hypotese. Forskjellen i V TR mellom gruppene i min studie bør derfor repliseres i senere studier før en tillegger funnet klinisk betydning og undersøker mulige forklaringsmekanismer.

### **4.2.3 Gruppesammenligning av ganghastighet**

Den hørselshemmede gruppen gikk med langsommere foretrukket ganghastighet enn kontrollgruppen ved baseline. Ved instruksjon om gå både langsomt og fort, var det derimot ikke signifikante gruppeforskjeller. Dette antyder at selv om den hørselshemmede gruppen foretrekker å gå langsommere enn kontrollene, evner de å gå like langsomt og hurtig som kontrollgruppen ved baseline.

Det var ikke signifikante gruppeforskjeller i forhold til foretrukket ganghastighet ved GaitDark. Dette skyldes at kontrollgruppen gikk litt langsommere enn ved baseline, mens de hørselshemmede gikk litt fortere. Dermed nærmet gruppene seg hverandre i forhold til ganghastighet ved denne testen. I tillegg hadde gruppenes SD økt.

Det var forskjell mellom gruppene i forhold til foretrukket ganghastighet ved GaitMat. Begge gruppene gikk langsommere enn ved baseline, noe som indikerer at gruppene kompenserte for den mekaniske manipuleringen ved å redusere sin ganghastighet. Derimot gikk de hørselshemmede signifikant langsommere enn kontrollgruppen.

De hørselshemmede gikk også med en langsommere ganghastighet enn kontrollgruppen ved GaitDarkMat. Denne testen viste størst gruppeforskjell, noe som trolig skyldes at de hørselshemmede ikke hadde noen sanser å stole helt på og kompenserte med å redusere ganghastigheten ytterligere.

Funnene som viste at de voksne hørselshemmede gikk i en langsommere foretrukket hastighet enn normalthørende, stemmer overens med funn gjort av Kluentner et al. (2009) og Mamoto et al. (2002). Funnene er også i overensstemmelse med funn man ser hos individer med vestibulære skader (Herdman og Clendaniel, 2007).

### **4.3 De hørselshemmedes vestibulære funksjon**

Videre vil jeg sammenligne resultatene fra de vestibulære undersøkelsene med andre studier som har inkludert både hørselshemmede barn og voksne. Barn inkluderes i diskusjonen fordi individer med vestibulære skader har en kronisk lesjon (Magnusson et al., 1995).

I min studie ble ikke de hørselshemmedes otolittfunksjon testet. Derimot ble funksjonen av samtlige bueganger undersøkt. Resultatene fra de nevro-otologiske testene indikerte at ca. 2/3 av de hørselshemmede hadde redusert funksjon av buegangene av ulik grad. Dette samstemmer med tidligere funn av Tribukait et al. (2004) og Crowe og Horak (1988), hvor resultatene fra begge studiene viste at ca. 2/3 av de hørselshemmede forsøkspersonene hadde nedsatt vestibulær funksjon.

I studiene til Kaga et al. (2008) og Cushing et al. (2009) var det en høyere forekomst av hørselshemmede forsøkspersoner med redusert vestibulær funksjon enn i min studie. Kaga et al. (2008) testet funksjonen av både buegangene og otolittene hos 20 døv-fødte barn. Studien viste at 85 % hadde unormale funn ved minst en av testene. På tilsvarende måte fant Cushing et al., (2009) i sin studie som inkluderte ni barn med alvorlig hørselshemming grunnet meningitt (SNHL), at funksjonen av de horisontale buegangene var unormale hos minst åtte av ni av barna. Resultatene fra otolitt-testingen var derimot normale hos de fleste barna (fem av syv) (Cushing et al., 2009).

Resultatene fra studiene til Magnusson et al (1995), Klunter et al. (2010) og Klunter et al. (2009) indikerte at andelen hørselshemmede forsøkspersonene med nedsatt vestibulær funksjon er mindre enn de overnevnte funnene. I studien til Magnusson et al. (1995) hadde 57% av den hørselshemmede gruppen nedsatt vestibulær funksjon. Resultatene til Klunter et al. (2010) viste at det var ca. 1 av 4 som hadde unormale vestibulære funn ved kalorisk prøve (tester kun horisontale buegang). I Klunter et al. (2009) sin studie hadde de fleste hørselshemmede normale funn ved kalorisk prøve.

Det fins ikke en enkelt test som kan evaluere vestibulære skader da det vestibulære systemet består av flere enkeltdeler (Wuyts et al., 2007). Det er dermed sannsynlig at det er bruken av ulike tester som har ført til resultatforskjellene i de overnevnte studiene. Dersom en studie kun har benyttet en test, og testen viser normale resultater, er det fremdeles mulig at andre deler av balanseorganet er skadet (Klunter et al., 2009). Resultatforskjellene kan også være påvirket av at studiene hadde få antall forsøkspersoner, noe som gjør studiene sårbare for heterogeniteten som man ofte finner i denne gruppen. Slik kan en ved en tilfeldighet ha inkludert et ulikt antall forsøkspersoner med vestibulære skader. De sprikende resultatene i forhold til hørselshemmedes vestibulære funksjon tydeliggjør behovet for økt kunnskap innen dette feltet

## **4.4 De hørselshemmedes kompensatoriske strategier**

### **4.4.1 De hørselshemmedes kompensasjon med de resterende sensoriske systemene i stående**

Testen mCTSIB gir en indikasjon om forsøkspersonene effektivt klarer å vektlegge forskjellig sanseinformasjon ut i fra forholdene de befinner seg i eller om det foreligger en avhengighet av en av sansene (Shumway-Cook og Woollacoot, 2007). Avhengighet av det somatosensoriske systemet i stående fører til økt svai ved tester som manipulerer dette systemet (ibid). Mine resultater indikerte at den hørselshemmede gruppen som helhet så ut til å være mest avhengig av det somatosensoriske systemet i stående, da de har størst balanseproblem ved StandingEOPad, StandingDarkPad og StandingECPad. Det var også først ved mekanisk manipulering at en gruppeforskjell ble synlig. Enkelte

av de hørselshemmede hadde særlige vansker med å opprettholde balansen ved StandingECPad. Dette var også den testen som viste størst gruppeforskjell. Dette indikerer at de hørselshemmede har et vestibulært tap (Shumway-Cook og Wollacoot, 2007; Tusa, 2007a), noe som også ble støttet av de nevro-otologiske testene. Individuer med vestibulært tap vil svaie mer eller falle ved StandingECPad. Dette skyldes at de ikke kan benytte vestibulær informasjon for å kompensere for fraværet av visuell informasjon og forstyrrelse av det somatosensoriske systemet (Shumway-Cook og Wollacoot, 2007). Oppsummerende vil det si at resultatene indikerte at de hørselshemmede hadde nedsatt balanse i stående grunnet vestibulære skader. De hørselshemmede kompenserte for dette med de resterende sensoriske systemene og da særlig med det somatosensoriske systemet.

#### **4.4.2 De hørselshemmedes kompensasjon med de resterende sensoriske systemene og andre kompensatoriske strategier under gange**

Det er veletablert hvordan en skal teste og måle sensorisk organisering for å opprettholde balansen i stående (Shumway-Cook og Woollacott, 2007). Det er derimot begrenset kunnskap om sensorisk organisering under gange. Denne studien gav heller ingen entydige svar i forhold til hvilke sensorisk system de hørselshemmede kompenserer mest med under gange.

Den hørselshemmede gruppen hadde langsommere ganghastighet ved gange med mekanisk manipulering enn med perseptuell manipulering. Det var ingen gruppeforskjell i forhold til foretrukket ganghastighet ved GaitDark, men ved GaitMat gikk de hørselshemmede med langsommere ganghastighet enn kontrollgruppen. Dette kan indikerer at de hørselshemmede er mest avhengig av det somatosensoriske systemet også under gange. Det er derimot vanskelig å trekke noen generelle slutninger med utgangspunkt i TR som resultatvariabel, da  $V_{TR}$  var signifikant forskjellig mellom gruppene både ved GaitDark og GaitMat og gruppeforskjellene er tilnærmet like store ved begge testene (noe større ved GaitDark). Det forelå ikke gruppeforskjeller i forhold til TR i ML- og AP-retning verken ved GaitDark eller GaitMat.



Ved gangtestene med manipulering er det ulik tilgjengelighet i forhold til sensorisk informasjon. Det kan ha ført til at de hørselshemmede har benyttet ulike strategier for å opprettholde balansen under gangtestene.

De hørselshemmedes løsningsvalg om å gå i en langsommere hastighet enn kontrollgruppen ved gangtestene i normal belysing (baseline og GaitMat), kan skyldes at redusert hastighet ble benyttet som kompensasjon for nedsatt VOR-funksjon. Vestibulær patologi fører til en svekket evne til å stabilisere synet grunnet redusert funksjon av VOR, og da spesielt ved hurtige hodebevegelser (bevegelser over 2-3 Hz) (Kingma, 2003). Ved langsommere (under 2-3 Hz) hodebevegelser (som man vil oppnå ved langsommere gange) kan man kompensere for VOR sin svekkede evne til å stabilisere synet ved å blant annet benytte voluntære øyebevegelser (ibid), som for eksempel visuell fiksasjon (dvs. at en fokuserer på ett punkt i omgivelsene, for å stabilisere synet slik at man ser omgivelsene tydelig). I overensstemmelse med dette fant Mamoto og kollegaer (2002) at de hørselshemmede forsøkspersonene i tillegg til å redusere ganghastigheten også begrenset trunkus- og hofterotasjonene sammenlignet med kontrollgruppen. Dette ble tolket som en strategi for å hjelpe individene med nedsatt VOR-funksjon til å stabilisere blikket på målet (Mamoto et al., 2002).

Mens hørselshemmede kan kompensere for nedsatt VOR-funksjon gjennom å redusere ganghastigheten ved normal belysning slik at de kan benytte visuell fiksasjon, er dette ikke en kompensasjon som kan benyttes i mørket. Det er derfor mulig at de hørselshemmede heller valgte å opprettholde/øke ganghastigheten ved GaitDark. Ifølge Lang et al. (2013) kan ganghastighet i enkelte tilfeller være til hjelp for å øke gangstabiliteten hos individer med vestibulære skader. De hørselshemmede hadde derimot økt trunkusvariabilitet mellom dobbeltsteg ved GaitDark sammenlignet med baseline, i bevegelsesretningen. Dette demonstrert som reduserte verdier av TR mellom dobbeltsteg i V- og AP-retning (men det er kun V-retning som er signifikant). Funnene kan samsvare med det som Mulder (1993) kaller *"the cost of compensation"*, der de hørselshemmede prøver å opprettholde ganghastigheten konstant eller optimal, men at det krever bevegelsesstrategier til en høyere pris.

Ved den siste testen, GaitDarkMat, ble vanskelighetsgraden for de hørselshemmede trolig så høy at balansedelsystemene ikke klarte å kompensere for både det vestibulære

tapet og de mekaniske og perseptuelle manipuleringene. De hørselshemmede prøvde å kompensere ved å føle seg frem med den ene foten, samt å redusere ganghastigheten ytterligere. Denne kompensasjonen var likevel ikke tilstrekkelig, noe som førte til en generell høy variabilitet i alle tre plan sammenlignet med kontrollgruppen.

## **4.5 Resultatoppsummering og kliniske implikasjoner**

Studiens resultater indikerte at den hørselshemmede gruppen hadde noe redusert postural balanse i både stående stilling og under gange, demonstrert som økt TA i stående ved alle testene inkludert mekanisk manipulering, nedsatt foretrukket ganghastighet (utenom ved GaitDark) og økt TR under gange (men ikke i alle bevegelsesretninger ved alle tester). Resultatene viste også at en større andel av den hørselshemmede gruppen hadde redusert vestibulær funksjon, samt at de hørselshemmede kompenserte mest med det somatosensorisk systemet i stående.

Det er nødvendig å påpeke at avhengighet av en av de sensoriske systemene for å opprettholde balansen i stående, kan variere mellom individer og kan endre seg underveis i livsløpet. Funnene gir indikasjoner på forhold som gjelder for den hørselshemmede gruppen som helhet, uten at dette nødvendigvis er tilfellet for alle forsøkspersonene. Det er derfor alltid nødvendig med en grundig fysioterapiundersøkelse for å evaluere underliggende faktorer til et eventuelt balanseproblem.

Selv om de hørselshemmede forsøkspersonene trolig var i en kompensert fase i forhold til de vestibulære skadene, demonstrerte de allikevel balanseproblemer i enkelte situasjoner. Resultatene indikerte at noen hørselshemmede kan oppleve redusert balanse eller tap av balanse i situasjoner med redusert/forstyrret visuell og somatosensorisk informasjon. Det vil si at den reduserte balanseevnen sannsynligvis ikke er et problem som går over av seg selv, selv om de hørselshemmede individene prøver å kompensere for de vestibulære skadene. For noen hørselshemmede med vestibulære skader kan kompensering være tilstrekkelig, men evnen til kompensasjon vil være ulik fra individ til individ. Enkelte hørselshemmede kan derfor være i behov av blant annet balansetrening, tilrettelegging, hjelpemidler etc. for å redusere balanseproblemene og forenkle deres hverdag. I følge (Rajendran and Roy, 2011) er tidlig identifisering av

vestibulære skader og balansevansker avgjørende for å redusere de balanserelaterte plagene disse individene kan oppleve. Dette styrker også argumentasjonen for tidlig testing av vestibulære funksjon og posturale balanse hos hørselshemmede, slik at de på et tidligst mulig tidspunkt kan bli tilbudt en individtilpasset intervensjon.

## **5 METODEDISKUSJON**

### **5.1 Reliabilitet**

Reliabilitet omhandler hvor presist vi måler, frigjort hva vi måler (Lund og Haugen, 2006), og refererer til den graden en måling kan repeteres (Moholdt, 2004). Jeg vil i det følgende beskrive reliabilitet i forhold til den kinematiske sensoren som ble benyttet. En del andre momenter som angår både reliabilitet og validitet vil drøftes under avsnitt 5.2.2. ”intern validitet”, da mange forhold ved testsituasjonen etc. vil influere både validiteten og reliabiliteten.

#### **5.1.1 Reliabilitet og måleinstrumentene**

Den kinematiske sensoren (MTx, Xsens, Enschede, NL) som jeg benyttet ved balansetestene er et objektivt måleinstrument som tidligere har vist å ha tilfredsstillende til god reliabilitet både ved stående stilling og gange under ulike sensoriske forhold (se avsnitt 2.3.1.1.). Det gjelder også for individer med vestibulære skader (Wilhelmsen et al., 2010). Jeg vurderer derfor testutstyret å ha tilfredsstillende reliabilitet også i denne studien.

### **5.2 Validitet**

I den videre drøftingen vil det tas utgangspunkt i statistisk, intern og ekstern validitet, hvor det vil trekkes frem mulige trusler mot validiteten av denne studien, samt hvilke strategier som har blitt benyttet for å minske disse truslene.

#### **5.2.1 Statistisk validitet**

Statistisk validitet forteller om vi har tilstrekkelig statistisk grunnlag for våre konklusjoner (Carter et al., 2011). Studien har ført frem til både signifikante og ikke-signifikante statistiske konklusjoner. Carter et al. (2011) nevner fire trusler for

gyldigheten (validiteten) av de statistiske konklusjonene, som det vil tas utgangspunkt i den videre drøftingen.

### ***5.2.1.1 Brutte testforutsetninger***

Det ble benyttet ikke-parametriske tester på datamaterialet fra de stående testene. Etersom datamaterialet fra de stående testene var positivt forskjøvet og homoskedastisk, bekrefter dette at ikke-parametriske tester her var hensiktsmessig å benytte. Ikke-parametriske tester har lavere styrke enn parametriske tester når dataene er normalfordelte, men har til gjengjeld bedre styrke dersom datamaterialet ikke er normalfordelt (Field, 2009). På gangdataene ble multipel regresjon benyttet, da dette datamaterialet var normalfordelt og tilfredsstilte kravene for parametriske tester. Det vil si at multipel regresjon var et hensiktsmessig valg av statistisk test. Statistisk validitet forbedres om en benytter riktige statistiske tester (Laake et al., 2007), der testenes forutsetninger har blitt overholdt (Carter et al., 2011).

### ***5.2.1.2 Lav statistisk styrke (power)***

Statistisk styrke vil si sannsynligheten for at en test ikke vil foreta en type II feil (Robson, 2011). Type II feil vil si at vi aksepterer  $H_0$  når  $H_0$  er feil (Carter et al., 2011). Det er få studier som har undersøkt voksne hørselshemmedes balanse, og ingen av de tidligere gjennomførte studiene brukte samme måleinstrument, resultatvariabler eller gangtester som ble benyttet i denne studien. Det forelå altså begrenset bakgrunnskunnskap for å utføre en styrkeanalyse. Det er mulig å utføre en styrkeanalyse i etterkant av en studie, men dette vil kun ha beregnet studiens styrke i form av hvor mange forsøkspersoner jeg måtte ha inkludert for å få et signifikant resultat med det materialet som forelå. Det er ingen garanti for å få det samme resultatet med et større materiale. En styrkeanalyse bør derfor utføres før en studie gjennomføres. Det er forøvrig nokså omstendelig å utføre en styrkeanalyse for ikke-parametriske tester. Etter en samlet vurdering av overnevnte momenter valgte jeg å ikke gjennomføre en styrkeanalyse.

For de resultatene som har vist seg signifikante, har den statistiske styrken vært høy nok. Det er likevel mulig at lav statistisk styrke kan være et problem i forhold til de resultatene som var ikke-signifikante. Da det var relativt stor variabilitet innenfor den hørselshemmede gruppen, samt at utvalgene var små, krevdes det store gruppeforskjeller for at forskjellene skulle vært signifikante. Dette muliggjør at sanne forhold ikke har vært mulig å demonstrere (Eppeland et al., 2009). Det kan derfor tenkes at de ikke-signifikante resultatene gjenspeiler lav styrke heller enn gruppenes faktiske egenskaper (ibid).

### ***5.2.1.3 Mangel på klinisk betydning***

I følge Lund og Haugen (2006) kan en generelt si at om et resultatet er statistisk signifikant og forskjellen mellom to grupper vurderes som ha en rimelig stor differanse, har man oppnådd god resultatvaliditet. Kriteriet om at forskjellen må være stor nok er viktig, fordi en kan oppnå signifikante resultater selv om den uavhengige variabelen forklarer lite av den avhengige variabelens varians (Lund og Haugen, 2006, Halvorsen, 2008). Forskjellen kan være så liten at den ikke har klinisk betydning (ibid). Dette kan være tilfelle hvis utvalgsstørrelsen er stor (Lund og Haugen, 2006). Utvalgene i denne studien var derimot små, og signifikante resultater ved små utvalg indikerer robuste effekter (Robson, 2011).

### ***5.2.1.4 Korreksjon for multiple tester***

Det har blitt utført flere tester i denne studien. Dermed øker sannsynligheten for at det er oppnådd signifikante resultater ved en tilfeldighet (inflation of alpha), på grunn av at sannsynligheten for å foreta en Type I feil øker for hver nye test som inkluderes (Carter et al., 2011; Field, 2009). Type I feil vil si at en forkaster  $H_0$  når  $H_0$  er riktig (Carter et al., 2011). Man kan foreta justeringer for dette og en ofte benyttet metode for å kontrollere for multiple tester er Bonferroni-metoden. Det ser ut til å foreligge en avhengighet mellom dataene i denne studien, da verdiene av resultatvariablene trolig er avhengig av den vestibulære funksjonen. Jeg har derfor valgt å ikke kontrollere for multiple tester med Bonferroni metoden, da denne metoden, i følge Bland og Altman

(1995), ignorerer avhengigheten mellom dataene og derfor er for konservativ hvis mange tester har blitt benyttet. Slike justeringer kan redusere styrken av hver test dramatisk (Carter et al., 2011). Jeg kan ikke utelukke at noen av de signifikante resultatene skyldes at det har blitt utført mange tester, og resultatene må benyttes med varsomhet og eventuelt repliseres i senere studier.

## **5.2.2 Intern validitet**

### ***5.2.2.1 Årsakssammenheng***

Intern validitet dreier seg om i hvilken grad resultatene fra en studie indikerer at det eksisterer en årsakssammenheng (et kausalt forhold) mellom de uavhengige og avhengige variablene (Carter et al., 2011), og at det ikke er slik at det kun eksisterer en statistisk sammenheng. Statistiske sammenhenger ved ikke-eksperimentelle studier kan skyldes flere mulige årsaksrelasjoner (Kleven, 2002). For å kunne si at et forhold er kausalt er det tre krav som må ligge til grunn: samvariasjon, tidsrekkefølge og kontroll av alle andre forhold (Polit og Beck, 2008).

Når det gjelder samvariasjon er det som tidligere beskrevet en del forskning som kan fortelle oss at hørselshemming og nedsatt vestibulær funksjon kan opptre sammen, samt at balanseproblematikk kan forekomme samtidig med hørselshemming. En samvariasjon mellom disse variablene indikeres også i denne studien. Med tidsrekkefølge menes det at en må kunne se at årsaken kommer før virkningen. Det er i dette tilfellet vanskelig å si at hørselshemming og nedsatt vestibulær funksjon oppstod før balanseproblemmene, da utvalget ble undersøkt etter at vanskene hadde oppstått. Det vil dermed foreligge en usikkerhet ved å slutte fra samvariasjon til kausalitet i denne studien. Forhold kan bli identifisert, men årsakssammenheng kan ikke bli fullstendig etablert. I forhold til kontroll over andre variabler, vil større kontroll øke sannsynligheten for at det er et kausalt forhold (Jacobsen, 2005). Med andre ord vil sjansen øke for at en mulig effekt ikke kan bli forklart av en annen variabel enn den uavhengige (årsaken) (Polit og Beck, 2008). Videre vil jeg redegjøre for hvordan jeg har prøvd å kontrollere for mulige tredjevariabler.

## **5.2.2.2 Kontroll over tredjevariabler**

### **5.2.2.2.1 Testsituasjonene**

Validiteten og reliabiliteten ble forsøkt økt ved å gjøre datainnsamlingen så eksakt og standardisert som mulig, dette for å ha mest mulig kontroll over testsituasjonene og for at systematiske/tilfeldige feil skulle unngås. Det ble utført nøye planlegging i forkant av studien, ved å utarbeide grundige testprotokoller for hvordan testene skulle gjennomføres og hva som skulle vektlegges. Disse ble fulgt under all testing. Det ble tydelig presisert for tegnspråktolkene at testprotokollen skulle tolkes likt for alle de hørselshemmede forsøkspersonene. Det ble også utført omhyggelig trening med forskningsmedarbeiderne, slik at testingen skulle gå så enkelt som mulig og at alle forsøkspersonene skulle bli behandlet likt. Testforholdene ble også gjort mest mulig like for alle. De overnevnte momentene bidro til å kontrollere for fremmede variabler.

### **5.2.2.2.2 Balansetestene**

Balansetestene som ble benyttet i denne studien medfører trolig en minimal læringseffekt da dette er motoriske oppgaver (stå og gå) alle forsøkspersonene utfører hver dag og er oppgaver alle har god trening i (Moe-Nilssen, 1998b). Likevel kan de ulike mekaniske og perseptuelle manipuleringene ha medført en viss læringseffekt. Av denne grunn ble det lagt inn en oppvarmingsrunde før hver test, før den virkelige testingen startet.

For å sikre lik mekanisk manipulering fra test til test og mellom forsøkspersonene, ble samme type balanseputer benyttet ved alle deltester med mekanisk manipulering under både stående stilling og gange. Balansebanen benyttet under gangtestene bestod av 17 sammenhengende balanseputer og gjorde underlaget likt for hele gangdistansen. Hvis balansebanen heller hadde hatt et asymmetrisk underlag, med for eksempel ulike objekter skjult under en matte i et tilfeldig mønster, kunne dette ha medført at forsøkspersonene kunne ha blitt påvirket forskjellig alt etter hvor de tråkket på mattem. Ettersom det i denne studien var av interesse å skape forhold som gav et godt sammenligningsgrunnlag mellom gruppene, samt undersøke gangvariabilitet, var like og jevne forhold en nødvendighet. For å sikre lik perseptuell manipulering ved testene



med redusert belysning ble det tilstrebet en jevn og lik lystyrke (målt ved hjelp av luxmeter) for alle forsøkspersonene og fra test til test. De mekaniske og perseptuelle manipuleringene ble gjort konstante og like for alle, slik at eventuelle gruppeforskjeller kunne forklares av individenes karakteristikk og ikke skyldes mangel på kontrollert test.

Ved balansetestene i stående og under gange hadde forsøkspersonene på seg sokker, men ikke sko. Dette skyldes at forskjellige sko, med ulik grad av støtte, demping osv, muligens kunne ha gitt et ulikt utgangspunkt for forsøkspersonene og dermed påvirket utførelsen av testene.

#### ***5.2.2.2.1 Balansetester i stående stilling***

Det er dokumentert at balansetesten mCTSIB som ble benyttet i stående, er valid i forhold til å evaluere sensoriske strategier som blir benyttet for å kontrollere postural balanse (De Kegel et al., 2010). Testen har tidligere evnet å differensiere mellom normalthørende og hørselshemmede individer (De Kegel et al., 2010; Klunter et al., 2010; Klunter et al., 2009), og jeg vurderer derfor testen som egnet til å benytte i denne studien.

Standardiseringene av utgangsstillingen i stående posisjon (se avsnitt 2.4.1.1.), øker validiteten (og reliabiliteten) ettersom alle individene da stod med tilnærmet lik stilling. Det vil si at balanseoppgavene ble mer like for samtlige, ettersom forskjellig utgangsstilling (for eksempel forskjellig avstand mellom føttene) utfordrer vår balanse i ulik grad. Standardiseringen øker derfor gyldigheten av sammenligning av forskjellige individer ved samme test og sammenligning mellom deltester, og medfører at resultatene enklere kan reproduseres.

Det hevdes at det å stå med øynene lukket på en skumgummipute er en sensitiv test for å undersøke balanseproblemer av vestibulært opphav (Weber og Cass, 1993). Det var en tydelig gulveffekt blant den hørselshemmede gruppen ved denne testen. Det vil si at mange av de hørselshemmede fikk store balanseproblemer og flere klarte ikke å opprettholde balansen i hele testtidsrommet (1 min). Dette er årsaken til at kun de 20

første sekundene av denne testen ble benyttet. Det var også en av de hørselshemmede som overhodet ikke klarte å utføre denne testen. Selv om det har en klinisk betydning at flere av de hørselshemmede ikke klarte å utføre testen i hele tidsrommet, ble dette ikke mulig å måle. Det vil si at den aktuelle gruppeforskjellen mest sannsynlig ikke gjengir hele sannheten, da ikke alle forsøkspersonene lar seg måle (dvs. at gruppeforskjellen er trolig enda større). Skal man undersøke forskjellen mellom to grupper, bør gulveffekt unngås ved for eksempel å velge en bedre tilpasset test til den gruppen som måles.

#### ***5.2.2.2.2 Gangtestene***

De signifikante gruppeforskjellene i forhold til ganghastighet i denne studien, viser at det var nødvendig å kontrollere for ganghastigheten før en gruppesammenligning av de resterende resultatvariablene ble foretatt. Etersom de andre involverte gangvariablene (TA og TR) tidligere har vist seg å være hastighetsavhengige (Helbostad og Moe-Nilssen, 2003, Moe-Nilssen og Helbostad, 2005), kunne jeg ha trukket feil konklusjon dersom det ikke hadde blitt tatt hensyn til ganghastigheten (Eppeland et al., 2009, Moe-Nilssen et al., 2003). Normalisering av ganghastighet ved interpolasjon, som har blitt benyttet i denne studien, kontrollerer for hastighet. Dette styrker funnene om at de signifikante gruppeforskjellene faktisk skyldes forskjellige bevegelsesstrategier, heller enn ulik ganghastighet.

Moe-Nilssen og Helbostad (2004) mener at når hastighetsavhengige gangparametere blir normalisert for ganghastighet, er en viktig validitetsbekymring fjernet. Det kan likevel være en begrensning at alle forsøkspersonene må ha en overlappende ganghastighet for å kunne benytte interpolasjon. For å sikre dette ble det derfor tydelig presisert for forsøkspersonene at det var viktig å gå ganske sakte og ganske fort ved de respektive hastighetene. Dersom forsøkspersonenes spennvidde av ganghastigheter ikke hadde overlappet hverandre (for eksempel om en person har en maksimal hastighet på 0.9, mens en annen har en minimum hastighet på 1.0, vil ikke hastighetene overlappe), måtte normalisering av hastighet ha blitt gjort ved hjelp av ekstrapolasjon for disse personene. Dette er en metode som ikke er anbefalt (Helbostad og Moe-Nilssen, 2003), da dette gir en større usikkerhet fordi man forsøker å estimere en verdi til en funksjon som ligger utenfor et kjent område.

Ved ganganalysene ble gjennomsnittet av to gangsekvenser for hver test benyttet, noe som minker målefeilene. Det kan også forekomme tilfeldige feil innenfor én gangsekvens på grunn av at det har vært hastighetsendring innenfor samme sekvens. Denne potensielle kilden til variabilitet ble prøvd minimalisert ved å be forsøkspersonene om å gå i en jevn hastighet gjennom hele gangsekvensen.

#### **5.2.2.2.3 Statistisk kontroll**

Jeg valgte å ikke inkludere signifikansanalyse av gruppeforskjeller mellom tredjevariabler (tabell 6), da slike tester kun avdekker forskjeller mellom middelverdiene, og ikke forskjeller mellom gruppene f.eks. i skjevfordeling, variasjonsbredde eller forekomst av ekstremverdier som også kan påvirke resultatene.

Ettersom gruppene hadde ulik foretrukket ganghastighet, samt var forskjellige i forhold til variablene høyde, vekt, alder og kjønn, var det viktig å kontrollere for disse variablene. I forhold til gangdataene ble ganghastighet kontrollert gjennom normalisert hastighet, mens de øvrige tredjevariablene ble kontrollert statistisk (multippel regresjon). Ved gange har jeg dermed kontrollert for de tredjevariablene jeg mener kunne være en særlig potensiell feilkilde.

Datamaterialet fra de stående balansetestene var skjevfordelte og heteroskedastiske, og det var derfor ikke mulig å benytte parametriske tester som kunne kontrollere for en mulig innflytelse av tredjevariabler. På grunn av at gruppene var ulike i forhold til kjønn, høyde, vekt og alder, samt at det mangler statistisk kontroll, er det mulig at disse variablene kan ha influert resultatet. Det kan derfor ikke med sikkerhet sies at det er gruppetilhørighet (hørselshemmet versus normalthørende) som skiller gruppene når det gjelder dataene fra de stående testene. Resultatene er derimot i overensstemmelse med tidligere studier som har sammenlignet balanse i stående hos hørselshemmede og hørende voksne (Magnusson et al., 1995 og Klüenter et al., 2009), og hos pasienter med vestibulære skader (Herdman og Clendaniel, 2007).

#### 5.2.2.2.4 Nevro-otologiske tester

De nevro-otologiske testene som har blitt benyttet er kliniske tester, uten bruk av objektive måleinstrumenter. Det er sannsynligvis en fordel at den vestibulære undersøkelsen bestod av et testpanel av kliniske tester. Det vil si at det ble gjennomført flere tester som kunne bekrefte/avkrefte en redusert vestibulær funksjon. Det var trolig også en fordel at det ble inkludert rotasjonstesting, da denne testen tidligere har blitt identifisert som det beste valget for individer med alvorlig hørselshemming (Cushing et al., 2008).

Det var to leger som analyserte resultatene fra undersøkelsene. Legene var blindet for forsøkspersonenes balanserresultater og type hørselsskader, slik at dette ikke skulle påvirke utfallet av den kliniske undersøkelsen. Dette forsterker validiteten (og reliabiliteten) ved at det forhindrer at forventinger om spesifikke resultater påvirker utfallet (Olsson og Sörensen, 2003, Polit and Beck, 2008). Det var legenes samlede vurdering som ble benyttet, og det var testenenes sammenlagte resultat som la grunnlaget for legenes konklusjoner. Dette bidro til å styrke den interne validiteten og således øke tiltroen til den diagnostiske plasseringen av de enkelte forsøkspersonene. Sannsynligheten for at resultatene vil være reproducerbare ved en eventuell ny og liknende studie vil også bli større, ettersom reliabiliteten kan bedres ved at antall deltester økes (Lund og Haugen, 2006). Tilfeldige feil vil reduseres når en persons skår baseres på flere oppgaver, spørsmål etc. (ibid). De tilfeldige feilene vil nøytraliseres ved at de oppveier hverandre (Kleven, 2002).

I denne studien har både de horisontale og de vertikale buegangene blitt testet, noe som øker gyldigheten av funnene fra de vestibulære undersøkelsene. De fleste tester som benyttes for å undersøke buegangene evaluerer kun de horisontale og ikke de vertikale (Bronstein et al., 2004; Luxon et al., 2003). Dersom tester av de horisontale buegangene er normale, er det lett å kunne konkludere med at funksjonen i buegangene også er normal, når det i realiteten kan være en dysfunksjon av de vertikale (ibid).

### 5.2.3 Ekstern validitet

Det fins flere ulike undergrupper i den hørselshemmede populasjonen (på grunn av for eksempel ulik etiologi, hørenivå, hørselsskade etc.), og det ble derfor viktig å begrense antallet av mulige undergrupper ved å kontrollere utvalget med inklusjons- og eksklusjonskriterier som beskrevet i avsnitt 2.2.2.

Det var noe utfordrende å rekruttere de hørselshemmede forsøkspersonene. Individuer med alvorlig hørselstap er en liten gruppe, som det i tillegg kan være vanskelig å kontakte på grunn av kommunikasjonsproblematikk. Dette skyldes at de døves førstespråk er tegnspråk, og skriftspråket er således et andrespråk. Planen var i utgangspunktet å foreta tilfeldig trekning av medlemslistene og kontakte de hørselshemmede skriftlig. Dette ble valgt bort da språkproblematikken trolig kunne ha ført til lav svarprosent, som igjen kunne ha ført til konfundere. De hørselshemmede ble derfor rekruttert ved personlig oppmøte i døveforeningen, og jeg fikk hjelp av tegnspråktolker for å kommunisere med gruppen.

Kontrollgruppen var også utfordrende å rekruttere, noe som er et relativt vanlig problem. Dette skyldes gjerne at forskere kan ha relativt god tilgang til aktuelle pasienter/kandidater i et klinisk miljø, men begrenset tilgang til kontrollere fra samme miljø. I tillegg kan pasientgruppen/kandidatene ønske å støtte opp under forskning som angår egen gruppe eller de kan ha egeninteresse av studien. Til forskjell ser gjerne ikke forsøkspersoner i kontrollgruppen noen egenfordel.

Kontrollgruppen ble tilslutt bestående av 14 normalthørende og den hørselshemmede gruppen av 17 forsøkspersoner. Størrelsen på utvalgene vil ha betydning i forhold til generalisering. Små utvalg øker mulighet for utvalgsskjevhet, og at utvalgene ikke er representative for populasjonene (Grønmo, 2004). Utvalgene i denne studien var små, noe som førte til heterogenitet i og mellom gruppene.

Studiens testsituasjoner kan ha påvirket resultatene, ettersom balansetestene ble utført i et bevegelseslaboratorium med relativt strenge standardiserte forhold. Slike settinger kan være en trussel for ekstern validitet når egenskapene ved settingen som studien har blitt gjennomført i gjør det vanskelig å generalisere resultatene til andre settinger

(Carter et al., 2011). For å ha kontroll over denne trusselen er det nødvendig å utføre studien under forhold som er så like som mulig de forholdene som en ønsker å generalisere til (ibid).

Sammenlagt kan det derfor oppsummeres at ingen av resultatene kan generaliseres til andre populasjoner enn hva forsøkspersonene tilhører (jamfør demografiske karakteristikk og inklusjonskriterier). I tillegg vil de testforholdene som har blitt benyttet vanskeliggjøre generalisering til andre situasjoner enn de som er benyttet i denne studien.

#### **5.2.4 Spenning mellom ekstern og intern validitet**

Det fins mange ulike trusler mot validitet, derimot er det ikke slik at truslene er uavhengige enheter som kan kontrolleres en etter en inntil det oppnås et feilfritt forskningsdesign (Carter et al., 2011). I denne studien oppstår det til en viss grad en splid mellom det å oppnå god intern og ekstern validitet. Det skyldes at det var ønskelig å få en høyest mulig grad av intern validitet. Dette medførte at det ble foretatt en grundig standardisering i forhold til blant annet tester, instruksjon og testforhold. Kvantitative analyser av stående stilling og gange i laboratorium har den fordelen at det legger forholdene til rette for både objektivitet, god reliabilitet og intern validitet (Eppeland et al., 2009). Derimot er det ikke sikkert at disse forholdene klarer å reflektere den motoriske funksjonen som en kunne ha sett under mer naturlige situasjoner der forholdene er mer uforutsette. Slike forhold medfører en ekstra balanseutfordring som trolig gjør at jeg ikke får full innsikt i forsøkspersonenes evne til å håndtere alle balanserelaterte utfordringer (ibid). I tillegg prøvde jeg å begrense mulige undergrupper av de hørselshemmede ved hjelp av kriteriene. Dette ble gjort for at det skulle være få fremmede variabler som kunne forklare de avhengige variablene. De standardiserte forholdene og in- og eksklusjonskriteriene påvirker dermed den eksterne validiteten, ved at resultatene kun gjør seg gjeldene for balanseoppgaver utført i lignende settinger og for individer med tilsvarende karakteristikk som i denne studien.

Når en har lite kunnskap om et fenomen og målet er å utvikle ny teori, kan intern validitet være av større interesse enn ekstern validitet (Polit og Beck, 2008). Generaliserbarhet vil for eksempel være viktigere i studier hvor resultatene skal benyttes direkte i praktisk arbeid, som å sette inn nye tiltak (Lund og Haugen, 2006). Dette er en studie med et eksplorerende aspekt der forholdet mellom hørselshemning hos voksne, vestibulær funksjon og postural balanse enda er uavklart. Ut i fra det som er meg kjent, er dette også den første studien som har målt trunkusakselerasjon og gangvariabilitet hos hørselshemmede, samt undersøkt hvilket sensorisk system hørselshemmede voksne kompenserer mest med (ved ulike motoriske oppgaver) for å opprettholde balansen. Jeg mente derfor at den interne validiteten måtte bli en hovedprioritering i denne studien. I ettertid vil det derimot være viktig å også kunne generalisere resultatene, og da kan det være hensiktsmessig med en ny studie for å kunne besvare spørsmålet om ekstern validitet. Både ekstern og intern validitet er av stor betydning for evidensbasert praksis (Polit og Beck, 2008).

### **5.3 Konklusjon**

Studiens hensikt var å 1) sammenligne den posturale balansen i stående stilling og under gange hos hørselshemmede og normalthørende voksne; 2) undersøke den vestibulære funksjonen hos den hørselshemmede gruppen; 3) evaluere hvilke av de resterende sensoriske systemene den hørselshemmede gruppen eventuelt kompenserte mest med.

Denne studien har demonstrert at den hørselshemmede gruppen hadde høyere TA i stående stilling ved alle testene som inkluderte mekanisk manipulering, samt nedsatt foretrukket ganghastighet ved alle gangtestene utenom GaitDark og økt gangvariabilitet, sammenlignet med kontrollgruppen. Selv om det bør utøves forsiktighet ved bruk av resultatene på grunn av studiens begrensinger, indikerer disse resultatene at den hørselshemmede gruppen har noe redusert balanse ved både stående stilling og under gange. Deres posturale balanse avhenger av den aktuelle oppgaven og omgivelsene, hvor balanseproblemet ble spesielt tydelig ved redusert eller forstyrret visuell og somatosensorisk informasjon. Resultatene fra de vestibulære undersøkelsene indikerer at den hørselshemmede gruppen har nedsatt balanseevne grunnet vestibulær patologi.

Det er indikasjoner på at de hørselshemmede kompenserte mest for det vestibulære tapet med det somatosensoriske systemet i stående stilling. Studien gav ingen klare funn i forhold hvilket sensorisk system de hørselshemmede kompenserte mest med under gange.

Vi er kun i startfasen av å forstå den funksjonelle betydningen av vestibulær dysfunksjon (Cushing et al., 2008) og den resulterende balanseevnen hos hørselshemmede individer. Det har tidligere blitt utført få studier, og studiene som har blitt utført har benyttet ulike tester og metoder som har gitt noe forskjellige resultater (bl.a. Mamoto et al., 2002; Magnusson et al., 1995; Kluenter et al., 2009). Det er behov for videre forskning, med større materiale og/eller mer homogene grupper, for å gi oss en økt forståelse av en eventuell sammenheng mellom hørselshemming, nedsatt vestibulær funksjon og redusert postural balanse. Senere studier bør spesielt undersøke de hørselshemmedes posturale balanse under gange, med fokus på sensorisk organisering og gangvariabilitet. I tillegg er det behov for økt kunnskap om eventuelle konsekvenser som redusert vestibulær funksjon og balanse kan ha for hørselshemmede individer og hvilke intervensjoner som kan være mest effektive for denne populasjonen.



## REFERANSELISTE

- AASLUND, M. K. & MOE-NILSSEN, R. (2008) Treadmill walking with body weight support effect of treadmill, harness and body weight support systems. *Gait Posture*, 28, 303-8.
- ALLUM, J. H., ADKIN, A. L., CARPENTER, M. G., HELD-ZIOLKOWSKA, M., HONEGGER, F. & PIERCHALA, K. (2001) Trunk sway measures of postural stability during clinical balance tests: effects of a unilateral vestibular deficit. *Gait Posture*, 14, 227-37.
- ALTMAN, D. G. & BLAND, J. M. (1998) Generalisation and extrapolation. *BMJ*, 317, 409-10.
- AUVINET, B., BERRUT, G., TOUZARD, C., MOUTEL, L., COLLET, N., CHALEIL, D. & BARREY, E. (2002) Reference data for normal subjects obtained with an accelerometric device. *Gait Posture*, 16, 124-34.
- BARATTO, L., MORASSO, P. G., RE, C. & SSTANDINGPADA, G. (2002) A new look at posturographic analysis in the clinical context: sway-density versus other parameterization techniques. *Motor Control*, 6, 246-70.
- BERGLAND, A. (2002) *Postural kontroll - balanse: teori - begrep*, Oslo, (Kompendium).
- BLACK, F. O. & WALL, C., 3RD (1981) Comparison of vestibulo-ocular and vestibulospinal screening tests. *Otolaryngol Head Neck Surg*, 89, 811-7.
- BLAND, J. M. & ALTMAN, D. G. (1995) Multipel significance tests: the Bonferroni method. *BMJ*, 310, 170.
- BLES, W., VIANNEY DE JONG, J. M. & DE WIT, G. (1983) Compensation for labyrinthine defects examined by use of a tilting room. *Acta Otolaryngol*, 95, 576-9.
- BRANTBERG, K. & LOFQVIST, L. (2007) Preserved vestibular evoked myogenic potentials (VEMP) in some patients with walking-induced oscillopsia due to bilateral vestibulopathy. *J Vestib Res*, 17, 33-8.
- BRODAL, P. (2009) *Sentralnervesystemet*, Oslo, Universitetsforlaget.
- BRONSTEIN, A. M., GRETTY, M. A. & RUDGE, P. (2004) Neuro-otological assessment in the patient with balance and gait disorder. *Clinical disorders of balance, posture and gait*. New York Oxford University Press Inc.

- CARTER, R. E., LUBINSKY, J. & DOMHOLDT, E. (2011) *Rehabilitation Research: Principles and Applications*, St. Louis, Missouri, Elsevier Saunders.
- CHERNG, R. J., CHEN, J. J. & SU, F. C. (2001) Vestibular system in performance of standing balance of children and young adults under altered sensory conditions. *Percept Mot Skills*, 92, 1167-79.
- COHEN, J. (1988) *Statistical power analysis for the behavioural sciences* New York, Academic Press.
- COHEN, J. (1992) A power primer. *Psychol Bull*, 112, 155-9.
- CORRIVEAU, H., HEBERT, R., PRINCE, F. & RAICHE, M. (2001) Postural control in the elderly: an analysis of test-retest and interrater reliability of the COP-COM variable. *Arch Phys Med Rehabil*, 82, 80-5.
- CORRIVEAU, H., PRINCE, F., HEBERT, R., RAICHE, M., TESSIER, D., MAHEUX, P. & ARDILOUZE, J. L. (2000) Evaluation of postural stability in elderly with diabetic neuropathy. *Diabetes Care*, 23, 1187-91.
- CROWE, T. K. & HORAK, F. B. (1988) Motor proficiency associated with vestibular deficits in children with hearing impairments. *Phys Ther*, 68, 1493-9.
- CUSHING, S. L., CHIA, R., JAMES, A. L., PAPSIN, B. C. & GORDON, K. A. (2008) A test of static and dynamic balance function in children with cochlear implants: the vestibular olympics. *Arch Otolaryngol Head Neck Surg*, 134, 34-8.
- CUSHING, S. L., PAPSIN, B. C., RUTKA, J. A., JAMES, A. L., BLASER, S. L. & GORDON, K. A. (2009) Vestibular end-organ and balance deficits after meningitis and cochlear implantation in children correlate poorly with functional outcome. *Otol Neurotol*, 30, 488-95.
- DE KEGEL, A., DHOOGHE, I., PEERSMAN, W., RIJCKAERT, J., BAETENS, T., CAMBIER, D. & VAN WAELVELDE, H. (2010) Construct validity of the assessment of balance in children who are developing typically and in children with hearing impairments. *Phys Ther*, 90, 1783-94.
- DEN OTTER, A. R., GEURTS, A. C., MULDER, T. & DUYSSENS, J. (2004) Speed related changes in muscle activity from normal to very slow walking speeds. *Gait Posture*, 19, 270-8.
- DICKSTEIN, R. (2008) Rehabilitation of gait speed after stroke: a critical review of intervention approaches. *Neurorehabil Neural Repair*, 22, 649-60.

- EPPELAND, S. G., MYKLEBUST, G., HODT-BILLINGTON, C. & MOE-NILSSEN, R. (2009) Gait patterns in subjects with rheumatoid arthritis cannot be explained by reduced speed alone. *Gait Posture*, 29, 499-503.
- FIELD, A. (2009) *Discovering statistics using SPSS*, Sage.
- FIFE, T. D., TUSA, R. J., FURMAN, J. M., ZEE, D. S., FROHMAN, E., BALOH, R. W., HAIN, T., GOEBEL, J., DEMER, J. & EVIATAR, L. (2000) Assessment: vestibular testing techniques in adults and children: report of the Therapeutics and Technology Assessment Subcommittee of the American Academy of Neurology. *Neurology*, 55, 1431-41.
- FOSSHAUG, S (2008) Modul 6: Hørselshemmede. *Norges idrettsforbund og olympiske og paralympiske komité*. Tilgjengelig fra:  
[http://www.idrett.no/SiteCollectionDocuments/2010Modul\\_6\\_Hørselshemmede.pdf](http://www.idrett.no/SiteCollectionDocuments/2010Modul_6_Hørselshemmede.pdf) (lest 03.12.2012).
- FOUDRIAT, B. A., DI FABIO, R. P. & ANDERSON, J. H. (1993) Sensory organization of balance responses in children 3-6 years of age: a normative study with diagnostic implications. *Int J Pediatr Otorhinolaryngol*, 27, 255-71.
- FURMAN, J. M. & WUYTS, F. L. (2003) Clinical application of vestibular laboratory testing. IN LUXON, L. (Ed.) *Textbook of Audiological Medicine* London, Martin Dunitz.
- GEISLER, C., BERGENIUS, J. & BRANTBERG, K. (2000) Nystagmus findings in healthy subjects examined with infrared videonystagmoscopy. *ORL J Otorhinolaryngol Relat Spec*, 62, 266-9.
- GEURSEN, J. B., ALTENA, D., MASSEN, C. H. & VERDUIN, M. (1976) A model of the standing man for the description of his dynamic behaviour. *Agressologie*, 17 SPECNO, 63-9.
- GEURTS, A. C. H., MULDER, T., RIJKEN, R. A. J. & NIENHUIS, B. (1991) From the analysis of moment to the analysis of skills. Bridging the gap between laboratory and clinic. *Journal of rehabilitation sciences*, 4, 9-12.
- GOPLIN, F. K (2009) Svimmelhet, diagnostikk og behandling. *Haukeland universitetssykehus Nasjonal kompetansetjeneste for vestibulære sykdommer*. Tilgjengelig fra:  
[http://www.balanselaboratoriet.no/en\\_vei\\_ut\\_av\\_svimmelheten/veileder/](http://www.balanselaboratoriet.no/en_vei_ut_av_svimmelheten/veileder/) (lest 09.11.2012).

- GRØNLIE, S. M. (2005) *Uten hørsel? - en bok om hørselshemming*, Bergen, Fagbokforlaget Vigmostad & Bjørke AS.
- GRØNMO, S. (2004) *Samfunnsvitenskapelige metoder*, Bergen, Fagbokforlaget.
- HAIN, T. C. & HELMINSKI, J. O. (2007) Anatomy and physiology of the normal vestibular system IN HERDMAN, S. J. (Ed.) *Vestibular rehabilitation* Philadelphia F.A. Davis Company.
- HALVORSEN, K. (2008) *Å forske på samfunnet - en innføring i samfunnsvitenskapelig metode*, Oslo, J.W. Cappelens Forlag.
- HELBOSTAD, J. (1998) Akselerometri som metode for måling av postural balanse - et multippelt single subject design. *Seksjon for fysioterapivitenskap*. Bergen, Universitetet i Bergen.
- HELBOSTAD, J. L. (2004) Motor function in community-dwelling older adults. *Section of physiotherapy science - Department of public health and primary health care - Faculty of medicine*. Bergen University of Bergen
- HELBOSTAD, J. L., LEIRFALL, S., MOE-NILSSEN, R. & SLETVOLD, O. (2007) Physical fatigue affects gait characteristics in older persons. *J Gerontol A Biol Sci Med Sci*, 62, 1010-5.
- HELBOSTAD, J. L. & MOE-NILSSEN, R. (2003) The effect of gait speed on lateral balance control during walking in healthy elderly. *Gait Posture*, 18, 27-36.
- HENRIKSEN, M., LUND, H., MOE-NILSSEN, R., BLIDDAL, H. & DANNESKIOD-SAMSOE, B. (2004) Test-retest reliability of trunk accelerometric gait analysis. *Gait Posture*, 19, 288-97.
- HERDMAN, S. J. (2007) *Vestibular rehabilitation*, Philadelphia, F.A. Davis Company.
- HERDMAN, S. J. & CLENDANIEL, R. A. (2000) Assessment and Treatment of Complete Vestibular Loss. IN HERDMAN, S. J. (Ed.) *Vestibular Rehabilitation*. 2 ed. Philadelphia, F.A. Davis Company.
- HERDMAN, S. J. & CLENDANIEL, R. A. (2007) Assessment and Interventions for the Patient with Complete Vestibular Loss. IN HERDMAN, S. J. (Ed.) *Vestibular Rehabilitation*. 3 ed. Philadelphia, F.A. Davis Company.
- HERZOG, W. & NIGG, B. M. (2007) *Biomechanics of the musculo-skeletal system*, Chichester, John Wiley & Sons.
- HIRABAYASHI, S. & IWASAKI, Y. (1995) Developmental perspective of sensory organization on postural control. *Brain Dev*, 17, 111-3.

- HORAK, F. B. (2006) Postural orientation and equilibrium: what do we need to know about neural control of balance to prevent falls? *Age Ageing*, 35 Suppl 2, ii7-ii11.
- HORAK, F. B., HENRY, S. M. & SHUMWAY-COOK, A. (1997) Postural perturbations: new insights for treatment of balance disorders. *Phys Ther*, 77, 517-33.
- HORAK, F. B., NASHNER, L. M. & DIENER, H. C. (1990) Postural strategies associated with somatosensory and vestibular loss. *Exp Brain Res*, 82, 167-77.
- HORAK, F. B. & SHUPERT, C. (2000) Role of the Vestibular System in Postural Control. IN SUSAN, J. H. (Ed.) *Vestibular Rehabilitation*. 2 ed. Philadelphia, F.A. Davis Company.
- HORAK, F. B., WRISLEY, D. M. & FRANK, J. (2009) The Balance Evaluation Systems Test (BESTest) to differentiate balance deficits. *Phys Ther*, 89, 484-98.
- IJMKER, T., HOUDIJK, H., LAMOTH, C. J., BEEK, P. J. & VAN DER WOUDE, L. H. (2013) Energy cost of balance control during walking decreases with external stabilizer stiffness independent of walking speed. *J Biomech*, 46, 2109-14.
- JACOBSEN, D. I. (2005) *Hvordan gjennomføre undersøkelser? - Innføring i samfunnsvitenskapelig metode*, Kristiansand, Høyskoleforlaget.
- KAGA, K. (1999) Vestibular compensation in infants and children with congenital and acquired vestibular loss in both ears. *Int J Pediatr Otorhinolaryngol*, 49, 215-24.
- KAGA, K., SHINJO, Y., JIN, Y. & TAKEGOSHI, H. (2008) Vestibular failure in children with congenital deafness. *Int J Audiol*, 47, 590-9.
- KAVANAGH, J. J. & MENZ, H. B. (2008) Accelerometry: a technique for quantifying movement patterns during walking. *Gait Posture*, 28, 1-15.
- KAVANAGH, J. J., MORRISON, S., JAMES, D. A. & BARRETT, R. (2006) Reliability of segmental accelerations measured using a new wireless gait analysis system. *J Biomech*, 39, 2863-72.
- KESHNER, E. A. (2000) Postural Abnormalities in Vestibular Disorders. IN SUSAN, J. H. (Ed.) *Vestibular Rehabilitation*. Philadelphia, F.A. Davis Company.
- KINGMA, H. (2003) Function and dysfunction of the vestibular system IN LUXON, M., L. (Ed.) *Textbook of audiological medicine: clinical aspects of hearing and balance*. London, Martin Dunitz
- KIRTLEY, C. (2006) *Clinical gait analysis – theory and practice*, Edinburgh, Elsevier

- KLEVEN, T. A. (2002) *Innføring i pedagogisk forskningsmetode: En hjelp til kritisk tolking og vurdering*, Oslo, Unipub Forlag.
- KLUENTER, H. D., LANG-ROTH, R., BEUTNER, D., HUTTENBRINK, K. B. & GUNTINAS-LICHIUS, O. (2010) Postural control before and after cochlear implantation: standard cochleostomy versus round window approach. *Acta Otolaryngol*, 130, 696-701.
- KLUENTER, H. D., LANG-ROTH, R. & GUNTINAS-LICHIUS, O. (2009) Static and dynamic postural control before and after cochlear implantation in adult patients. *Eur Arch Otorhinolaryngol*, 266, 1521-5.
- LAAKE, P., HJARTÅKER, A., THELLE, D., S. & VEIERØD, M., B. (Eds.) (2007) *Epidemiologiske og kliniske forskningsmetoder*, Oslo, Gyldendal Norsk Forlag AS.
- LANG, J., ISHIKAWA, K., HATAKEYAMA, K., WONG, W. H., YIN, M., SAITO, T. & SIBATA, Y. (2013) 3D body segment oscillation and gait analysis for vestibular disorders. *Auris Nasus Larynx*, 40, 18-24.
- LATASH, M. L. & ANSON, J. G. (2006) Synergies in health and disease: relations to adaptive changes in motor coordination. *Phys Ther*, 86, 1151-60.
- LOW, J. & REED, A. (1996) *Basic biomechanics explained*, Oxford, Butterworth-Heinemann Ltd.
- LUND, T. & HAUGEN, R. (2006) *Forskningsprosessen*, Oslo, Unipub as.
- LUXON, L., FURMAN, J. M., MARTINI, A. & STEPHENS, D. (2003) *Textbook of audiological medicine: Clinical aspects of hearing and balance*, London, Martin Dunitz.
- MAGNUSSON, M., PETERSEN, H., HARRIS, S. & JOHANSSON, R. (1995) Postural control and vestibulospinal function in patients selected for cochlear implantation. *Br J Audiol*, 29, 231-6.
- MALMQUIST, A. K. & MOSAND, N. E. (1996) *Se mitt språk! : Språkbok - en innføring i norsk tegnspråk*, Bergen, Døves Forlag A/S.
- MAMOTO, Y., YAMAMOTO, K., IMAI, T., TAMURA, M. & KUBO, T. (2002) Three-dimensional analysis of human locomotion in normal subjects and patients with vestibular deficiency. *Acta Otolaryngol*, 122, 495-500.
- MASANI, K., VETTE, A. H., KOUZAKI, M., KANEHISA, H., FUKUNAGA, T. & POPOVIC, M. R. (2007) Larger center of pressure minus center of gravity in the

- elderly induces larger body acceleration during quiet standing. *Neurosci Lett*, 422, 202-6.
- MEDICAL SUBJECT HEADINGS (MeSH) (2009) Tilgjengelig fra: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/mesh/68004856> (Lest 15.09.2013)
- MEICHTRY, A., ROMKES, J., GOBELET, C., BRUNNER, R. & MULLER, R. (2007) Criterion validity of 3D trunk accelerations to assess external work and power in able-bodied gait. *Gait Posture*, 25, 25-32.
- MENZ, H. B., LORD, S. R. & FITZPATRICK, R. C. (2003) Acceleration patterns of the head and pelvis when walking on level and irregular surfaces. *Gait Posture*, 18, 35-46.
- MENZ, H. B., LORD, S. R., ST GEORGE, R. & FITZPATRICK, R. C. (2004) Walking stability and sensorimotor function in older people with diabetic peripheral neuropathy. *Arch Phys Med Rehabil*, 85, 245-52.
- MESH (2009). Tilgjengelig fra (lest 21.09.13).
- MOE-NILSSEN, R. (1998a) A new method for evaluating motor control in gait under real-life environmental conditions. Part 1: The instrument. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*, 13, 320-327.
- MOE-NILSSEN, R. (1998b) A new method for evaluating motor control in gait under real-life environmental conditions. Part 2: Gait analysis. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*, 13, 328-335.
- MOE-NILSSEN, R. (1998c) Test-retest reliability of trunk accelerometry during standing and walking. *Arch Phys Med Rehabil*, 79, 1377-85.
- MOE-NILSSEN, R. (1999) TRUNK ACCELEROMETRY. A new method for assessing balance under various task and environmental constraints. *Department of Public Health and Primary Health Care*. Bergen, University of Bergen.
- MOE-NILSSEN, R., AASLUND, M. K., HODT-BILLINGTON, C. & HELBOSTAD, J. L. (2010) Gait variability measures may represent different constructs. *Gait Posture*, 32, 98-101.
- MOE-NILSSEN, R. & HELBOSTAD, J. L. (2002) Trunk accelerometry as a measure of balance control during quiet standing. *Gait Posture*, 16, 60-8.
- MOE-NILSSEN, R. & HELBOSTAD, J. L. (2004) Estimation of gait cycle characteristics by trunk accelerometry. *J Biomech*, 37, 121-6.

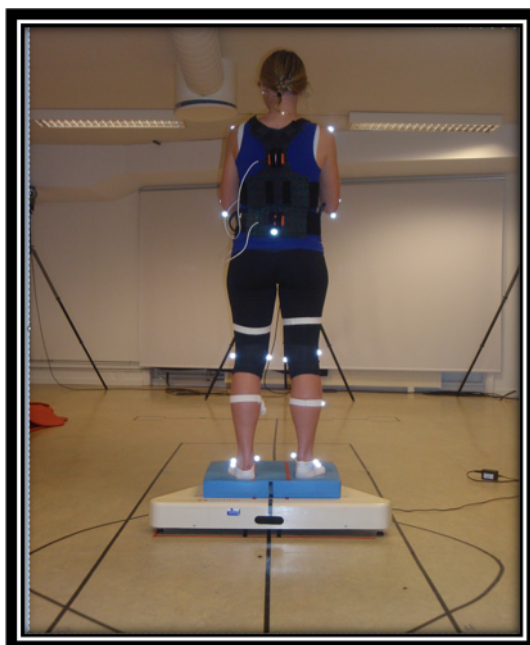
- MOE-NILSSEN, R. & HELBOSTAD, J. L. (2005) Interstride trunk acceleration variability but not step width variability can differentiate between fit and frail older adults. *Gait Posture*, 21, 164-70.
- MOE-NILSSEN, R., HELBOSTAD, J. L., AKRA, T., BIRDEDAL, L. & NYGAARD, H. A. (2006) Modulation of gait during visual adaptation to GaitDark. *J Mot Behav*, 38, 118-25.
- MOE-NILSSEN, R., HELBOSTAD, J. L., TALCOTT, J. B. & TOENNESSEN, F. E. (2003) Balance and gait in children with dyslexia. *Exp Brain Res*, 150, 237-44.
- MOHOLDT, T. T. (2004) Testing av motorikk. IN HAGA, M. (Ed.) *Motorikk & samfunn*. Oslo, SEBU Forlag.
- MOLLER, C. (2002) Paediatric Audiological Medicine, London, Whurr Publishers
- MULDER, T., BERNDT, H., PAUWELS, J. & NIENHUIS, B. (1993) Sensorimotor adaptability in the elderly and disabled. IN STELMACH & HÖMBERG, V. (Eds.) *Sensorimotor Impairment in the Elderly*. Kluwer Academic Publishers
- NANDI, R. & LUXON, L. M. (2008) Development and assessment of the vestibular system. *Int J Audiol*, 47, 566-77.
- OLSSON, H. & SÖRENSEN, S. (2003) *Forskningsprosessen: kvalitative og kvantitative perspektiver*, Oslo, Gyldendal akademisk.
- POLIT, D. E. & BECK, C. T. (2008) *NURSING RESEARCH: Generating and assessing evidence for nursing practice*, Philadelphia, Wolters Kluwer/Lippincott Williams & Wilkins.
- RAJENDRAN, V. & ROY, F. G. (2011) An overview of motor skill performance and balance in hearing impaired children. *Ital J Pediatr*, 37, 33.
- RINE, R. M., CORNWALL, G., GAN, K., LOCASCIO, C., O'HARE, T., ROBINSON, E. & RICE, M. (2000) Evidence of progressive delay of motor development in children with sensorineural hearing loss and concurrent vestibular dysfunction. *Percept Mot Skills*, 90, 1101-12.
- RINGDAL, K. (2007) *Enhet og mangfold: samfunnsvitenskapelig forskning og kvantitativ metode*, Bergen, Fagbokforlaget.
- ROBSON, C. (2011) *Real world research*, Chichester, Wiley.
- RUYTER, K. W., FØRDE, R. & SOLBAKK, J. H. (2000) *Medisinsk etikk - en problembasert tilnærming*, Oslo, Gyldendal akademisk.



- SACKLEY, C. M. (1990) The relationship between weight-bearing asymmetry after stroke, motor function and activities of daily living. *Physiotherapy Theory and Practice*, 6, 179-185.
- SADLER, T. W. (2004) *Langman's Medical Embryology* Baltimore, Lippincott Williams and Wilkins.
- SCHUBERT, M. C. (2007) Compensatory strategies for vestibulo-ocular hypofunction. IN HERDMAN, S. J. (Ed.) *Vestibular rehabilitation* Philadelphia F.A. Davis Company.
- SELZ, P. A., GIRARDI, M., KONRAD, H. R. & HUGHES, L. F. (1996) Vestibular deficits in deaf children. *Otolaryngol Head Neck Surg*, 115, 70-7.
- SHUMWAY-COOK, A. & WOOLLACOTT, M. H. (2007) *Motor Control: translating research into clinical practice*, Philadelphia, Lippincott Williams & Wilkins.
- STERGIOU, N., HARBOURNE, R. & CAVANAUGH, J. (2006) Optimal movement variability: a new theoretical perspective for neurologic physical therapy. *J Neurol Phys Ther*, 30, 120-9.
- STORE MEDISINSKE LEKSIKON (2013) *Store norske leksikon AS*. Tilgjengelig fra: [http://meta.sn.no/Store\\_medisinske\\_leksikon](http://meta.sn.no/Store_medisinske_leksikon) (lest 10.10.2013).
- SUAREZ, H., ANGELI, S., SUAREZ, A., ROSALES, B., CARRERA, X. & ALONSO, R. (2007) Balance sensory organization in children with profound hearing loss and cochlear implants. *Int J Pediatr Otorhinolaryngol*, 71, 629-37.
- TESSEM, S. & HAGSTRØM, N. (2012) Gangfunksjon etter hjerneslag - er hastighet og symmetri relevante mål for opptrening? *Fysioterapeuten* 79, 24-28.
- TRIBUKAIT, A., BRANTBERG, K. & BERGENIUS, J. (2004) Function of semicircular canals, utricles and saccules in deaf children. *Acta Otolaryngol*, 124, 41-8.
- TURA, A., RAGGI, M., ROCCHI, L., CUTTI, A. G. & CHIARI, L. (2010) Gait symmetry and regularity in transfemoral amputees assessed by trunk accelerations. *J Neuroeng Rehabil*, 7, 4.
- TUSA, R. J. (2007a) Non-vestibular dizziness and imbalance: from disuse disequilibrium to central degenerative disorders IN HERDMAN, S. J. (Ed.) *Vestibular rehabilitation* Philadelphia F.A. Davis Company.
- TUSA, R. J. (2007b) Vestibular function tests. IN HERDMAN, S. J. (Ed.) *Vestibular rehabilitation*. 3 ed. Philadelphia F.A. Davis Company.

- VAN SCHOOTEN, K. S., SLOOT, L. H., BRUIJN, S. M., KINGMA, H., MEIJER, O. G., PIJNAPPELS, M. & VAN DIEEN, J. H. (2011) Sensitivity of trunk variability and stability measures to balance impairments induced by galvanic vestibular stimulation during gait. *Gait Posture*, 33, 656-60.
- WEBER, P. C. & CASS, S. P. (1993) Clinical assessment of postural stability. *Am J Otol*, 14, 566-9.
- WIE, O. B. (2005) Kan døve bli hørende? En kartlegging av de hundre første barna med cochleaimplantat i Norge. *Institutt for spesialpedagogikk, Det utdanningsvitenskapelige fakultet, Universitetet i Oslo*. Oslo.
- WILHELMSSEN, K., NORDAHL, S. H. & MOE-NILSSEN, R. (2010) Attenuation of trunk acceleration during walking in patients with unilateral vestibular deficiencies. *J Vestib Res*, 20, 439-46.
- WINTER, D. (1995a) *A.B.C. (Anatomy, biomechanics, control) of balance during standing and walking.*, Waterloo, Waterloo Biomechanics
- WINTER, D. A. (1995b) Human balance and posture control during standing and walking. *Gait & posture*, 193-214.
- WOOLLACOTT, M. H. & TANG, P. F. (1997) Balance control during walking in the older adult: research and its implications. *Phys Ther*, 77, 646-60.
- WUYTS, F. L., FURMAN, J., VANSPAUNEN, R. & VAN DE HEYNING, P. (2007) Vestibular function testing. *Curr Opin Neurol*, 20, 19-24.

## Testutstyr benyttet ved balansetestene



Bilde 1 og 2. Bildene viser testsituasjonen i stående stilling på good balance kraftplate, hvor testene utføres både med og uten balansepute. Bildene viser også de to kinematiske sensorene festet over nedre og øvre trunkus, samt refleksene som kamerasystemene fanger opp.

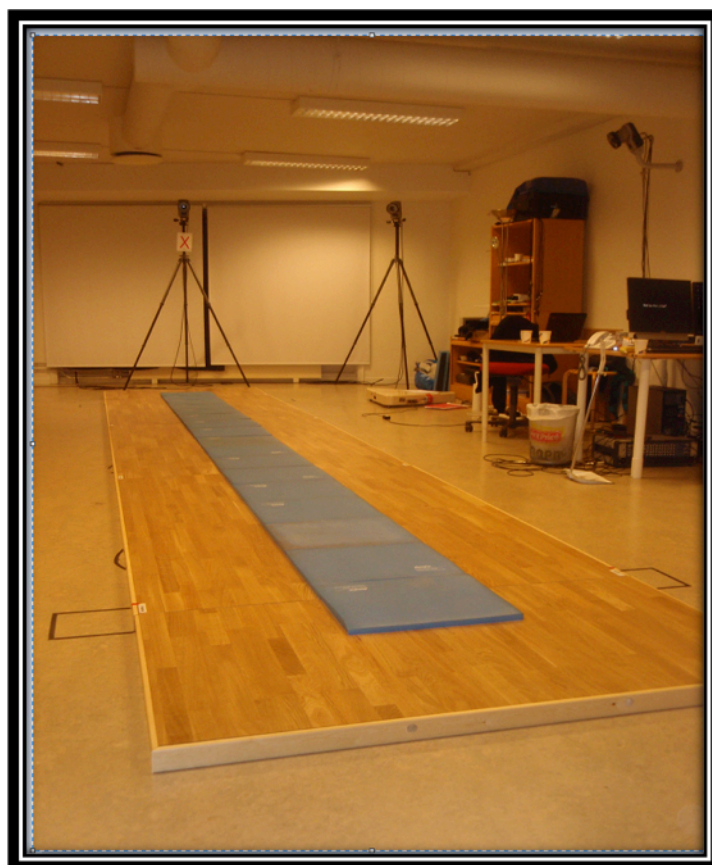


Bilde 3. Kamera med rødt kryss for visuell fiksasjon



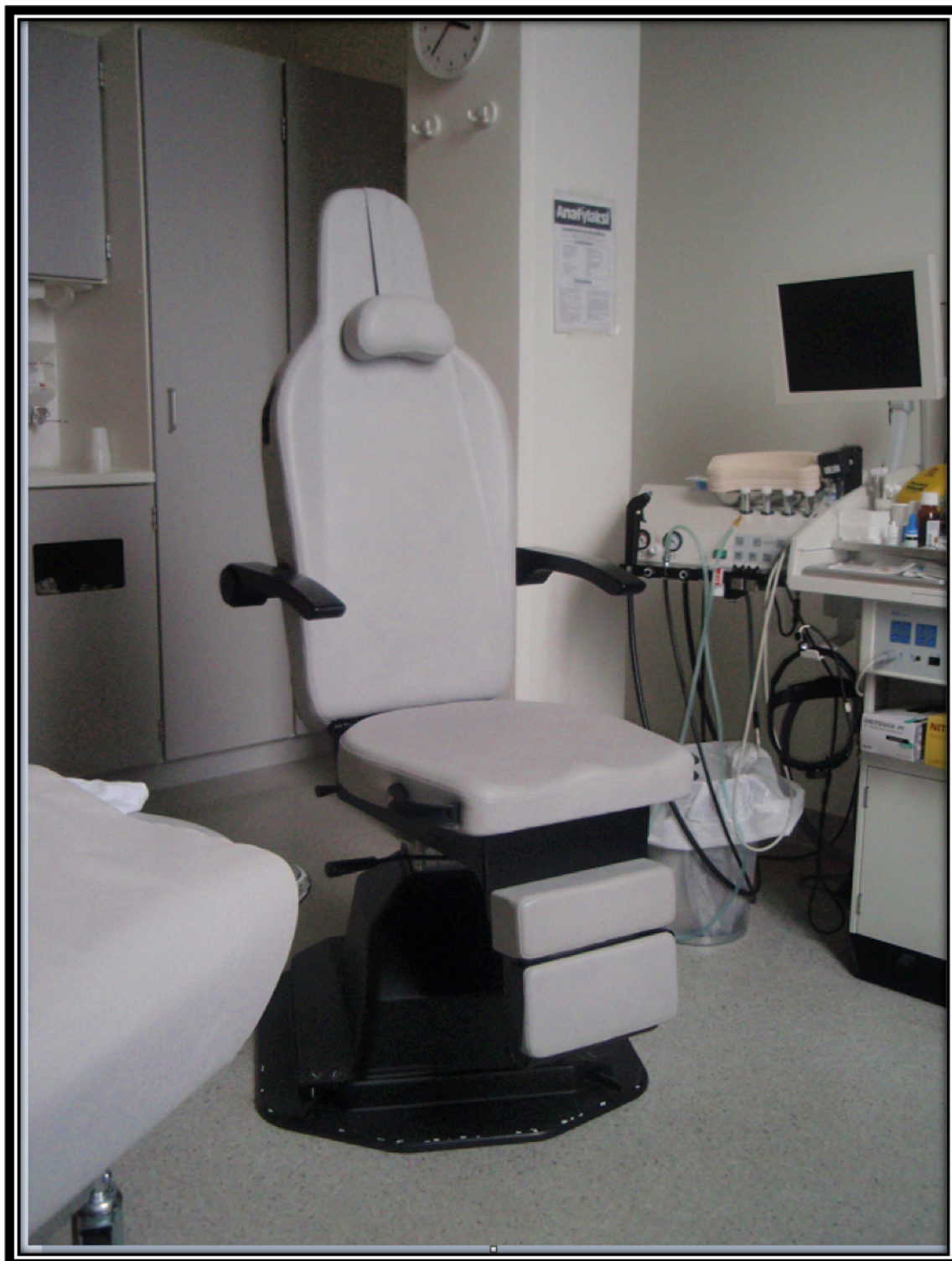
Bilde 4. Lampe med dimmerfunksjon

+



Bilde 5. Spesialprodusert balansebane som lar seg dele opp i mindre deler for enklere forflytning, med rom til balanseputer i midten.

## Testutstyr benyttet ved de vestibulære undersøkelsene



Bilde 1. Manuell rotasjonsstol med nedfellbar rygg og beinstøtte



Bilde 2. Maske med to infrarøde kameraer (videonystagmography)



Bilde 3. To tv-skjermer er koblet til masken, hvor man i sanntid kan observere nystagmus av venstre og høyre øye på tv-skjermene

ID nr: \_\_\_\_\_

**TESTPROTOKOLL**

Hørselshemmede (HI = Hearing impaired)

Navn: \_\_\_\_\_ Født: \_\_\_\_\_

Tlf: \_\_\_\_\_ Epost: \_\_\_\_\_

Adresse: \_\_\_\_\_

**TESTPROTOKOLL - Hørselshemmede (HI = Hearing impaired)**

Dato ved gjennomført test: \_\_\_\_\_

Sivil status/barn: \_\_\_\_\_

Type hørselstap (mekanisk/sensorineuralt): \_\_\_\_\_

Årsak til hørselstap: \_\_\_\_\_

Alder hørselstapet fant sted: \_\_\_\_\_

Grad av hørselstap: \_\_\_\_\_

Hørselshjelpemidler: \_\_\_\_\_

Tinnitus: \_\_\_\_\_

Medisiner: \_\_\_\_\_

Arbeid/skole: \_\_\_\_\_

Vekt: \_\_\_\_\_

Høyde: \_\_\_\_\_

Dominant bein:      høyre:       venstre:

Andre kommentarer:

---

---

---



**DEL 1. Balansetester (utført i bevegelseslaboratorium på HiST)**

Kleskode: uten sko, antisklisokker, liten shorts eller tights, trang t-skjorte eller singlet.

Nb! Før hver ny testsituasjon gjennomføres et øvelsesforsøk.

**A. Tester i stående**

Testene utføres uten sko og med 10 cm avstand mellom innersidene av føttene (avstand merket med teip). Armene krysses foran brystet, i avslappet stilling. Det er et fikseringspunkt (et kryss) 3 m fra forsøkspersonen plassert i øyehøyde, som det skal fokuseres på under testene med normal belysning.

**Utstyr:** Det benyttes 2 TRASK sensorer (øvre + nedre rygg) som er synkronisert med fotoceller, GoodBalance kraftplate (Metitur, Finland) og optisk kinematisk system (Oqus, Qualisys, Sverige).

**Tidsperiode:** 1 minutt for hver testsituasjon.

**Redusert belysning:** 5 lux, målt på gulvnivå.

**Balansepute:** Airex balansepute (50 x 41 x 6 cm)

**Instruksjon:** Ved testene med åpne øynene gis følgende instruksjon; *”Stå med øynene åpne og fokuser på krysset, og prøv å stå så rolig som mulig”*.

Ved testene med lukkede øyne, vil han/hun kun få beskjed om å *” stå så rolig som mulig etter at du har lukket øynene”*.

NB: Under disse testene må fotocellene startes manuelt. Det telles høyt ”3, 2, 1, start” av instruktøren (som også vil tolkes av tegnspråktolken), samtidig som en forskningsmedarbeider starter fotocellene manuelt ved ”start”. Fotocellene stoppes manuelt etter ett minutt.

Kamerasystemet og kraftplaten er synkronisert og startes samtidig av en ekstern trigger (disse er ikke synkronisert med de kinematiske sensorene og fotocellene), og startes samtidig som fotocellene.

Forsøkspersonen vil få tegn av tegnspråktolk når hver deltest i normal belysning er fullført, men vil derimot bli prikket lett på skulderen når hver deltest med visuell manipulering er fullført.

**Ikke godkjent test:** Om forsøkspersonen mister balansen, rører på armene, gjøres testen en gang til. Noter avvikelene.

**Serie 1 (uten balansepute)**

Testsituasjon	Kommentar
<b>1.1 Øynene åpne</b> HI(id)_StandingEO_NoPad	
<b>1.2. Øynene lukket</b> HI(id)_StandingEC_NoPad	

**Serie 2 (med balansepute)**

Testsituasjon	Kommentar
<b>2.1 Øynene åpne</b> HI(id)_StandingEO_pad	
<b>2.2. Redusert belysning</b> HI(id)_standingDark_pad	
<b>2.3 Øynene lukket</b> HI(id)_StandingEC_pad	

**B. Gait initiation**

Øvelsen utføres uten sko. Ved utgangsstillingen vil det være 10 cm avstand mellom innersidene av føttene (avstand merket med teip), og begge hæler plasseres på hver sin analoge brikke. Armene henger avslappet ned langs siden. Det er et fikseringspunkt (et kryss) 3 m fra forsøkspersonen, plassert i øyehøyde, som det skal fokuseres på under øvelsene med normal belysning.

**Utstyr:** Det benyttes et optisk kinematisk system (Oqus, Qualisys, Sverige). I tillegg vil det bli benyttet en hammer hvor det er festet en pizelektrisk sensor (sirkel; 1 diameter) på selve treffpunktet på hammeren, og to analoge brikker (ca 10 x 6 cm, og 2-3 mm høy) som vil ligge under hver av føttene til testpersonen ved utgangsstillingen.

**Tidsperiode:** 5 sek.

**Antall tester:** 3x på hvert bein

**Testrekkefølge:** Alle forsøkspersonene vil først få et prøvoforsøk. Etter prøvoforsøket vil det gis et "tapp" med hammeren på henholdsvis høyre og venstre hæl etter følgende rekkefølge: Høyre, Høyre, Venstre, Høyre, Venstre, Venstre

ID nr: \_\_\_\_\_

**Instruksjon:** "Det vil gis et lett slag med hammeren på hælene i tilfeldig rekkefølge. Den foten som hammeren treffer skal du deretter starte å gå med. Reager så fort som mulig etter "tapp" med hammer. Gå to skritt frem og stopp med beina parallelt".

Testforsøk	Høyre/Venstre fot	Kommentar
<b>Gait initiation 1</b> HI(id)_gaitiniti1h	Høyre	
<b>Gait initiation 2</b> HI(id)_gaitiniti2h	Høyre	
<b>Gait initiation 3</b> HI(id)_gaitiniti3v	Venstre	
<b>Gait initiation 4</b> HI(id)_gaitiniti4h	Høyre	
<b>Gait initiation 5</b> HI(id)_gaitiniti5v	Venstre	
<b>Gait initiation 6</b> HI(id)_gaitiniti6v	Venstre	

### **C. Tester i gående**

Testene utføres uten sko, og forsøkspersonene prøver gå så normalt som mulig.

**Utstyr:** Det benyttes 2 TRASK sensorer (øvre + nedre rygg) som er synkronisert med fotoceller og optisk kinematisk system (Oqus, Qualisys, Sverige).

**Tidsperiode:** 10/15 sek per gangsekvens

**Antall test:** 3x

**Redusert belysning:** 5 lux, målt på gulvnivå.

**Balanse gangbane:** 17 x Airex balansepute (50 x 41 x 6 cm) bygget inn i en spesial tilpasset treramme.

**Instruksjon:** "Gå frem og tilbake tre gang i en jevn hastighet og";

- 1) Foretrukket hastighet: "gå i den hastigheten som du normalt går og finner mest komfortabel"
- 2) Langsom hastighet: "gå langsomt, som om du bare rusler omkring og har god tid"
- 3) Hurtig hastighet: "gå fort, men uten å løpe"

NB: Minn på at akselerasjon/deakselerasjon skal foregå før/etter måleområdet, og at ganghastigheten skal prøve å holdes så jevn som mulig ved hver gangsekvens.

NB: Etter hver gangsekvens snur forsøkspersonen rundt utenfor måleområdet, og stopper litt opp før neste gangsekvens, slik at sensorene er i ro i fartsretningen før neste frekvens starter!

### **Serie 1 (uten balansebane)**

#### **1.1 Normal belysning**

<b>Ganghastighet</b>	<b>Kommentar</b>
<b>Foretrukket/normal – sekvens 1:</b> HI(id) GaitNormal Light NoMat1	
<b>Foretrukket/normal – sekvens 2:</b> HI(id) GaitNormal Light NoMat2	
<b>Foretrukket/normal – sekvens 3:</b> HI(id) GaitNormal Light NoMat3	

<b>Ganghastighet</b>	<b>Kommentar</b>
<b>Langsom</b> HI(id) GaitSlow Light NoMat1	
<b>Langsom</b> HI(id) GaitSlow Light NoMat2	
<b>Langsom</b> HI(id) GaitSlow Light NoMat3	

<b>Ganghastighet</b>	<b>Kommentar</b>
<b>Hurtig – sekvens 1</b> HI(id)_GaitFast_Light_NoMat1	
<b>Hurtig – sekvens 2</b> HI(id)_GaitFast_Light_NoMat2	
<b>Hurtig – sekvens 3</b> HI(id)_GaitFast_Light_NoMat3	

## 1.2 Redusert belysning

<b>Foretrukket ganghastighet</b>	<b>Kommentar</b>
<b>Sekvens 1</b> HI(id):Gait_Dark_NoMat1	
<b>Sekvens 2</b> HI(id):Gait_Dark_NoMat2	
<b>Sekvens 3</b> HI(id):Gait_Dark_NoMat3	

## Serie 2 (med balanse gangbane)

### 2.1 Normal belysning

<b>Foretrukket ganghastighet</b>	<b>Kommentar</b>
<b>Sekvens 1</b> HI(id):Gait_Light_mat1	
<b>Sekvens 2</b> HI(id):Gait_Light_mat2	
<b>Sekvens 3</b> HI(id):Gait_Light_mat3	

**2.2 Redusert belysning**

<b>Foretrukket ganghastighet</b>	<b>Kommentar</b>
<b>Sekvens 1</b> HI(id):Gait_Dark_mat1	
<b>Sekvens 1</b> HI(id):Gait_Dark_mat2	
<b>Sekvens 1</b> HI(id):Gait_Dark_mat3	

ID nr: \_\_\_\_\_

**TESTPROTOKOLL - Kontrollgruppe (C = control)**

Navn: \_\_\_\_\_ Født: \_\_\_\_\_

Tlf: \_\_\_\_\_ Epost: \_\_\_\_\_

Adresse: \_\_\_\_\_

**TESTPROTOKOLL - Kontrollgruppe**

Dato ved gjennomført test: \_\_\_\_\_

Sivil status/barn: \_\_\_\_\_

Vekt: \_\_\_\_\_

Høyde: \_\_\_\_\_

Dominant bein:      høyre:       venstre: 

Medisiner: \_\_\_\_\_

Arbeid/skole: \_\_\_\_\_

Tinnitus: \_\_\_\_\_

Andre kommentarer:

---

---

**DEL 1. Balansetester (utført i bevegelseslaboratorium på HiST)**

Kleskode: uten sko, antisklisokker, shorts eller tights, t-skjorte eller singlet.

Nb! Før hver ny testsituasjon gjennomføres et øvelsesforsøk.

**A. Tester i stående**

Testene utføres uten sko og med 10 cm avstand mellom innersidene av føttene (avstand merket med teip). Armene krysses foran brystet, i avslappet stilling. Det er et fikseringspunkt (et kryss) 3 m fra forsøkspersonen plassert i øyehøyde, som det skal fokuseres på under testene ved normal belysning.

**Utstyr:** Det benyttes 2 TRASK sensorer (øvre + nedre rygg) som er synkronisert med fotoceller, GoodBalance kraftplate (Metitur, Finland) og optisk kinematisk system (Oqus, Qualisys, Sverige).

**Tidsperiode:** 1 minutt for hver testsituasjon.

**Balansepute:** Airex balansepute (50 x 41 x 6 cm)



**Instruksjon:** Ved testene med åpne øynene gis følgende instruksjon; *”Stå med øyene åpne og fokuser på krysset, og prøv å stå så rolig som mulig”*.

Ved testene med lukkede øyne, vil han/hun kun få beskjed om å *” stå så rolig som mulig etter at du har lukket øynene”*.

NB: Under disse testene må fotocellene startes manuelt. Det telles høyt ”3, 2, 1, start” av instruktøren (som også vil tolkes av tegnspråktolken), samtidig som en forskningsmedarbeider starter fotocellene manuelt ved ”start”. Fotocellene stoppes manuelt etter ett minutt.

Kamerasystemet og kraftplaten er synkronisert og startes samtidig av en ekstern trigger (disse er ikke synkronisert med de kinematiske sensorene og fotocellene), og startes samtidig som fotocellene.

Forsøkspersonen vil få muntlig beskjed når hver deltest er fullført, *”ferdig”*.

**Ikke godkjent test:** Om forsøkspersonen mister balansen, rører på armene, gjøres testen en gang til. Noter avvikelsene.

### **Serie 1 (uten balansepute)**

Testsituasjon	Kommentar
<b>1.1 Øynene åpne</b> C(id) StandingEO_NoPad	
<b>1.2. Øynene lukket</b> C(id) StandingEC_NoPad	

### **Serie 2 (med balansepute)**

Testsituasjon	Kommentar
<b>2.1 Øynene åpne</b> C(id) StandingEO_pad	
<b>2.2. Redusert belysning</b> C(id) standingDark_pad	
<b>2.3 Øynene lukket</b> C(id) StandingEC_pad	

**B. Gait initiation**

Testen utføres uten sko. Ved utgangsstillingen vil det være 10 cm avstand mellom innersidene av føttene (avstand merket med teip), og begge hæler plasseres på hver sin analoge brikke. Armene henger avslappet ned langs siden. Det er et fikseringspunkt (et kryss) 4 m fra testpersonen, plassert i øyehøyde, som det skal fokuseres på under øvelsene med normal belysning.

**Utstyr:** Det benyttes et optisk kinematisk system (Oqus, Qualisys, Sverige). I tillegg vil det bli benyttet en hammer hvor det er festet en pizoelektrisk sensor (sirkel; 1 diameter) på selve treffpunktet på hammeren, og to analoge brikker (ca 10 x 6 cm, og 2-3 mm høy) som vil ligge under hver av føttene til testpersonen ved utgangsstillingen.

**Tidsperiode:** 5 sek.

**Antall tester:** 3x på hvert bein

**Testrekkefølge:** Alle forsøkspersonene vil først få et prøvoforsøk. Etter prøvoforsøket vil det gis et "tapp" med hammeren på henholdsvis høyre og venstre hæl etter følgende rekkefølge: Høyre, Høyre, Venstre, Høyre, Venstre, Venstre

*Instruksjon: "Det vil gis et lett slag med hammeren på hælene i tilfeldig rekkefølge. Den foten som hammeren treffer skal du deretter starte å gå med. Reager så fort som mulig etter "tapp" med hammer. Gå to skritt frem og stopp med beina parallelt".*

Testforsøk	Høyre/Venstre fot	Kommentar
<b>Gait initiation 1</b> C(id)_gaitiniti1h	Høyre	
<b>Gait initiation 2</b> C(id)_gaitiniti2h	Høyre	
<b>Gait initiation 3</b> C(id)_gaitiniti3v	Venstre	
<b>Gait initiation 4</b> C(id)_gaitiniti4h	Høyre	
<b>Gait initiation 5</b> C(id)_gaitiniti5v	Venstre	
<b>Gait initiation 6</b> C(id)_gaitiniti6v	Venstre	

**C. Tester i gående**

Testene utføres uten sko, og forsøkspersonen går så normalt som mulig.

**Utstyr:** Det benyttes 2 TRASK sensorer (øvre + nedre rygg) som er synkronisert med fotoceller og optisk kinematisk system (Oqus, Qualisys, Sverige).

**Tidsperiode:** 10 sek

**Antall test:** 3x

**Redusert belysning:** 5 lux, målt på gulvnivå.

**Balanse gangbane:** 17 x Airex balansepute (50 x 41 x 6 cm) bygget inn i en spesial tilpasset treramme.

**Instruksjon:** "Gå frem og tilbake tre gang i en jevn hastighet og";

- 1) Foretrukket hastighet: "gå i den hastigheten som du normalt går og finner mest komfortabel"
- 2) Langsom hastighet: "gå langsomt, som om du bare rusler omkring og har god tid"
- 3) Hurtig hastighet: "gå fort, men uten å løpe"

NB: Minn på at akselerasjon/deakselerasjon skal foregå før/etter måleområdet, og at ganghastigheten skal prøve å holdes så jevn som mulig ved hver gangsekvens.

NB: Etter hver gangsekvens snur testpersonen rundt utenfor måleområdet, og stopper litt opp før neste gangsekvens, slik at sensorene er i ro i fartsretningen før neste frekvens starter!

**Serie 1 (uten balansebane)****1.1 Normal belysning**

<b>Ganghastighet</b>	<b>Kommentar</b>
<b>Foretrukket/normal – sekvens 1:</b> C(id) GaitNormal_Light_NoMat1	
<b>Foretrukket/normal – sekvens 2:</b> C(id)_GaitNormal_Light_NoMat2	
<b>Foretrukket/normal – sekvens 3:</b> C(id)_GaitNormal_Light_NoMat3	

<b>Ganghastighet</b>	<b>Kommentar</b>
<b>Langsom</b> C(id) GaitSlow Light NoMat1	
<b>Langsom</b> C(id) GaitSlow Light NoMat2	
<b>Langsom</b> C(id) GaitSlow Light NoMat3	

<b>Ganghastighet</b>	<b>Kommentar</b>
<b>Hurtig – sekvens 1</b> C(id) GaitFast Light NoMat1	
<b>Hurtig – sekvens 2</b> C(id) GaitFast Light NoMat2	
<b>Hurtig – sekvens 3</b> C(id) GaitFast Light NoMat3	

## 1.2 Redusert belysning

<b>Foretrukket ganghastighet</b>	<b>Kommentar</b>
<b>Sekvens 1</b> C(id):Gait_Dark_NoMat1	
<b>Sekvens 2</b> C(id):Gait_Dark_NoMat2	
<b>Sekvens 3</b> C(id):Gait_Dark_NoMat3	

**Serie 2 (med balansebane)****2.1 Normal belysning**

<b>Foretrukket ganghastighet</b>	<b>Kommentar</b>
<b>Sekvens 1</b> C(id):Gait Light mat1	
<b>Sekvens 2</b> C(id):Gait Light mat2	
<b>Sekvens 3</b> C(id):Gait Light mat3	

**2.2 Redusert belysning**

<b>Foretrukket ganghastighet</b>	<b>Kommentar</b>
<b>Sekvens 1</b> C(id):Gait_Dark_mat1	
<b>Sekvens 1</b> C(id):Gait_Dark_mat2	
<b>Sekvens 1</b> C(id):Gait_Dark_mat3	

## TESTPROTOKOLL for nevro-otologiske tester

### 1) Head impulse - test (tester unilateral funksjon)

0 = normal head-impulse test

1 = tvilsom head-impulse test

2 = nedsatt head-impulse test

Horisontalt til høyre	
Horisontalt til venstre	
Vertikal bakre venstre	
Vertikal fremre høyre	
Vertikal bakre høyre	
Vertikal fremre venstre	

### 2) Per-rotatorisk nystagmus (tester bilateral funksjon)

0 = normal per-rotatorisk nystagmus

1 = tvilsom per-rotatoriske nystagmus

2 = nedsatt per-rotatorisk nystagmus

Per-rotatorisk nystagmus i sittende (tester bilateral horisontale bueganger)	
Per-rotatorisk nystagmus i liggende (tester bilateral vertikale bueganger)	

### 3) Nystagmus - (tester assymetri)

0 = ingen nystagmus

1 = svak nystagmus

2 = kraftig nystagmus

Spontant	
Nystagmus i liggende i høyre sideleie	
Nystagmus i liggende i venstre sideleie	
Nystagmus i ryggliggende etter 10 s hoderisting	

## **Redegjørelse for utførelsen av de vestibulære testene og hvordan resultatene kan tolkes**

Ved head impulse test satt forsøkspersonene i oppresist stilling. Undersøkelsen startet med at forsøkspersonen og undersøkeren satt ansikt til ansikt, nær nok til at undersøkeren kunne holde forsøkspersonens hode stabilt mellom hendene. Forsøkspersonen ble bedt om å hele tiden fiksere blikket på undersøkerens høyre øye. Undersøkeren beveget deretter forsøkspersonens hode langsam fra side til side. Ved noen tidspunkter som skulle være uforutsigbar for forsøkspersonen, beveget undersøkeren forsøkspersonens hodet raskt fra høyre mot venstre og fra venstre mot høyre. Dette ble gjentatt flere ganger i hver retning, mens forsøkspersonens øyne ble observert. Ved hjelp av denne testen vurderer man den vestibulo-okulære refleksjonen (VOR). I normale tilfeller kompenseres de raske hodebevegelsene av like raske, men motsattrettede øyebevegelser, slik at individet hele tiden klare å se undersøkeren i øyne. Hvis det er redusert funksjon av VOR på den ene siden (unilaterale skader) vil ikke individet reflektorisk kunne fiksere på undersøkerens øyne når hode roteres mot den syke siden, men forsøkspersonens øyne vil heller følge med hode ut til siden. Når pasienten etter kort tid oppdager dette må han/hun flytte blikket tilbake på undersøkeren i etterkant av hoderotasjonen, med en korreksjonsbevegelse (sakkade) (Curthoys and Halmagyi, 2000).

Ved horisontal per-rotatorisk testing satt forsøkspersonen først oppreist i en stol som manuelt lar seg rotere, samtidig som det ble benyttet videonystagmografi. Forsøkspersonen ble bedt om å bøye hodet ca. 30 grader fremover, men å ha øynene åpne og se rett fremover under hele testen. Undersøkeren roterte stolen manuelt, og amplituden for pendelbevegelsen var omtrent 45 grader. Hos normale individer vil dette medføre en tydelig per-rotatorisk nystagmus, med omtrent 4-6 nystagmus slag for hver gang man roterer til høyre eller venstre. For per-rotatorisk testing i sagittal planet lå pasienten først med venstre og så høyre øre nedover, posisjonert slik at øret var nær akselen av den roterende stolen. Stimuleringsparametrene var lik som ved den horisontale testingen. Stimulusen produserer vertikal nystagmus hos normale, men ikke like livlig som ved den horisontale stimuleringen (Brantberg & Löfgvist, 2007). Det samme

resultatet vil man også få ved unilaterale skade. Nystagmusen vil derimot være utslukket ved bilateral skade.

Spontan nystagmus ble undersøkt med deltakerne i ryggeleie på behandlingsbenken med videonystagmografi. Spontan nystagmus er en type nystagmus som er tilstedeværende selv uten ytre stimulering av det vestibulære systemet, og tilstedeværelsen av denne ble undersøkt i sideleie (både høyre og venstre side) og i etterkant av hoderisting. Head-shake test (hoderistingstest) er en test hvor man kan undersøke om det er en asymmetri mellom de horisontale buegangene. Undersøkeren holdt begge hendene under hodet til forsøkspersonen, løftet hodet opp i ca. 30 grader og roterte/riste hodet passivt i et hurtig tempo i 20 sekunder i horisontalplanet omtrent 45 grader til hver side (2 Hz – som et ivrig ”nei – nei”). I normale tilfeller vil nystagmus avta umiddelbart etter opphør av bevegelsen (Curthoys and Halmagyi, 2000, Brantberg and Lofqvist, 2007) Nystagmus etter hoderistingen er tegn på en unilaterale skader, hvor det vil fremkomme en tydelig nystagmus mot den friske siden.





# UNIVERSITETET I OSLO

DET MEDISINSKE FAKULTET

Professor Rolf Moe-Nilssen  
Universitetet i Bergen  
Inst. for samfunnsmedisinske fag  
Postboks 7804  
5020 Bergen

Regional komité for medisinsk og helsefaglig  
forskningsetikk Sør-Øst D (REK Sør-Øst D)  
Postboks 1130 Blindern  
NO-0318 Oslo

Telefon: 22 85 05 93

Telefaks: 22 85 05 90

E-post: [i.m.middelthon@medisin.uio.no](mailto:i.m.middelthon@medisin.uio.no)

Nettadresse: [www.etikkom.no](http://www.etikkom.no)

Dato: 16.02.10

Deres ref.:

Vår ref.: 2010/156

## Balanse og hørselshemming

Vi viser til søknad av 04.01.10 om godkjenning av det ovenfor nevnte forskningsprosjekt og opprettelse av forskningsbiobank.

Prosjektleder er prof. dr. philos. Rolf Moe-Nilssen.

Forskningsansvarlig er Universitetet i Bergen ved øverste administrative ledelse.

### *Prosjekttema:*

*Ved hørselshemming kan det være en samtidig risiko for at balanseorganet i det indre øret er affisert, pga. hørselsorganet og balanseorganets nære anatomiske og utviklingsmessige sammenheng. Formålet med prosjektet er å sammenligne balansen hos voksne hørselshemmede og hørende personer, samt å vurdere funksjonen av balanseorganet hos de hørselshemmede. Mellom 40-60 personer skal inkluderes i prosjektet.*

### Vedtak:

Komiteen har vurdert søknaden og godkjenner prosjektet med hjemmel i helseforskningsloven § 10. Det knytter seg imidlertid vilkår til godkjenningen som må oppfylles før prosjektet settes i gang.

### Godkjenningen omfatter:

- Tillatelse til å opprette forskningsprosjekt, helseforskningsloven § 10.

I tillegg til vilkår som fremkommer av dette vedtaket er tillatelsen gitt under forutsetning av at prosjektet gjennomføres slik det er beskrevet i søknaden, protokollen og de bestemmelser som følger av helseforskningsloven med forskrifter.

### Vilkår vedrørende forskningsetikk:

I søknaden opplyses det om at det skal innhentes helseopplysninger i prosjektet uten at det er spesifisert hva slags helseopplysninger det er snakk om. Komiteen forutsetter at det kun innhentes helseopplysninger som er relevante for prosjektet, det vil si at det opplysningene knytter seg til rotasjonstesten og hørselshemming.

Vilkår vedrørende informasjonssikkerhet:

I søknadens punkt 5 h) ber søker om å få oppbevare prosjektdata og personopplysninger etter prosjektslutt, uten at det angis nærmere hvor lenge man ønsker å oppbevare dette. Komiteen forutsetter at data ikke oppbevares lenger enn det gis tillatelse til i dette vedtaket.

Komiteen forutsetter at data lagres på et nettverk som er godkjent for dette og under kontroll av prosjektets forskningsansvarlige institusjon. Forskningsprosjektets data skal oppbevares forsvarlig, se personopplysningsforskriften kapittel 2, og Helsedirektoratets veileder for «Personvern og informasjonssikkerhet i forskningsprosjekter innenfor helse- og omsorgssektoren», <http://www.norsk-helsenett.no/informasjonssikkerhet/bransjenormen/Personvern%20og%20informasjonssikkerhet%20i%20forskningsprosjekter%20v1.pdf>

Vilkår vedrørende informasjonsskrivet:

I informasjonsskrivet må det innhentes tillatelse til å oppbevare data ut over prosjektperioden. Det må også angis hva data kan bli benyttet til ut over prosjektperiodens slutt.

Tillatelsen gjelder til 31.12.2012. Av dokumentasjonshensyn skal opplysningene likevel bevares inntil 31.12.2015. Opplysningene skal lagres aidentifisert, dvs. adskilt i en nøkkel- og en opplysningsfil. Opplysningene skal deretter anonymiseres eller slettes.

Prosjektet skal sende sluttmelding til REK Sør-Øst D senest 31.06.2013.

Komiteens vedtak kan påklages til Den nasjonale forskningsetiske komité for medisin og helsefag, jf. forvaltningsloven 28 flg. Eventuell klage kan sendes til REK Sør-Øst D. Klagefristen er tre uker fra mottak av dette brevet.

REK har gått over til elektronisk saksbehandling og fått ny saksportal:

<http://helseforskning.etikkom.no>. Vi ber om at henvendelser til REK sendes inn via denne

portalen eller på epost: [post@helseforskning.etikk.no](mailto:post@helseforskning.etikk.no). Vennligst oppgi REKs saksnummer.

Med vennlig hilsen

Stein A. Evensen (sign.)  
Professor dr.med.  
leder

Ingrid Middelthon  
seniorrådgiver

Kopi:  
UiB, v/adm.dir. Kari Tove Elvebakken

## Forespørsel om deltakelse i forskningsprosjektet ”Hørselshemming og balanse”

### Bakgrunn og hensikt

Dette er et spørsmål til deg om å delta i en forskningsstudie for å sammenligne balansekontrollen i stående stilling og ved gange hos voksne hørselshemmede og hørende personer.

Det foreligger indikasjoner fra tidligere studier at hørselshemmede personer har dårligere balanse enn hørende. Man antar at dette skyldes hørselsorganets og balanseorganets nære tilknytning i det indre øret, slik at den samme årsaken som medfører en skade av hørselsorganet også kan føre til at balanseorganet blir skadet. De fleste tidligere studier har vurdert hørselshemmede barns ståbalanse. I denne studien ønsker vi derfor å vurdere balansekontrollen i både stående og gående hos voksne hørselshemmede personer.

Dette prosjektet inngår i et mastergradstudium i fysioterapivitenskap ved Universitetet i Bergen. I samarbeid med Høgskolen i Sør-Trøndelag, vil selve studien/testing foregå i Trondheim, og det ønskes derfor deltakere til prosjektet fra Trondheim.

### Hva innebærer studien?

Vi ønsker å undersøke balansekontrollen i stående stilling og ved gange ved hjelp av et kamerasystem og to små måleinstrumenter som vil bli plassert i en sele over nedre og øvre rygg. I tillegg vil du bli bedt om å stå på en kraftplate, som vil registrere hvordan man svaier når man står. Balanseøvelsene i stående vil bli utført på to bein på både fast og mykt underlag (balansepute), med åpne og lukkede øyne. Ved balanseøvelsene i gående vil du bli bedt om å gå frem og tilbake 8 meter under ulike forhold; på jevnt og ujevnt underlag (balansematte), og i normal og redusert belysning. Ved alle testene vil to voksne personer følge med og gripe inn hvis balansen blir forstyrret. Testingen vil ta omtrent 60-90 minutter å gjennomføre, inkludert samtale, festing av utstyr osv.

I tillegg vil funksjonen av balanseorganet i det indre øret bli vurdert hos den hørselshemmede gruppen, og dette vil bli gjort i samarbeid med St.Olavs hospital. Dette er en enkel rotasjonstest hvor en spesiell øyemaske som inneholder kameraer vil benyttes, for å vurdere om balanseorganet fungerer som normalt. Testene av balanseorganet vil ta om lag ti til 15 minutter.

Balansetestene vil bli utført ved Høgskolen i Sør-Trøndelag, avdeling for fysioterapi, mens testene av balanseorganet vil utføres ved Høresentralen på St.Olavs hospital.

### **Kriterier for deltakelse**

De hørselshemmede deltakerne må ha et hørselstap på over 80 dB. Alle forsøkspersonene må være mellom 18-70 år. Både menn og kvinner er velkomne til å delta i studien. Ingen av deltakerne kan ha kjente nevrologiske-, muskelskjelett-, visuelle, eller psykiatiske problemer.

### **Mulige fordeler og ulemper**

Vi mener det er liten risiko i forbindelse med studiet, fordi balanseøvelsene er enkle stå og gå øvelser. Allikevel kan det være en fare for at deltakerne kan miste balansen ettersom ulike balanseøvelser skal utføres. Derfor vil testsituasjonen tilrettelegges slik at det er minimale farer for uhell. Dette vil vi gjøre ved å plassere skumgummimatter både rundt kraftplaten og langs begge sider av strekningen som forsøkspersonene skal gå. I tillegg vil det alltid være to voksne personer som står/går bak på hver side av forsøkspersonen ved alle balanseøvelsene for å gi støtte om dette er nødvendig.

Hørselshemmede individer kan i fremtiden oppleve fordeler med utgangspunkt i resultatene fra denne og lignende studier, da det er begrenset kunnskap fra tidligere forskning rundt hørselshemming og balanse. Hvis det viser seg at også hørselshemmede voksne har nedsatt balanse, vil dette kunne være et viktig argument for at det er nødvendig å sette inn tiltak tidligst mulig for å begrense den enkeltes balanseproblemer. I tillegg kan det også bli et viktig argument for behovet for å vurdere funksjonen av balanseorganet i det øyeblikket man kan konstantere at individ har et hørselstap.

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

All informasjon om forsøkspersonene vil bli behandlet konfidensielt, det vil si at det ikke er mulig å gjenkjenne enkeltpersoner i studien. Alle opplysningene og resultatene fra balansetestene vil bli behandlet uten navn og fødselsnummer eller andre direkte gjenkjennende opplysninger. En kode knytter deg til dine opplysninger og testresultater gjennom en navneliste. Det er kun autorisert personell knyttet til prosjektet som har adgang til navnelisten og som kan finne tilbake til deg. Det vil legges særlig vekt på å publisere resultatene slik at ikke identiteten til forsøkspersonene kommer frem.

**Etterspørsel om tillatelse til å oppbevare data utover prosjektperioden**

Vi ber om tillatelse til å oppbevare data om resultatene av dine balansetester og informasjon knyttet til din hørselshemming ut over prosjektperioden (til 31.12.2015). Disse dataene ønskes å oppbevares i tilfelle det vil gjennomføres senere studier som vil ha tilknytning til nåværende studie, eller eventuelle artikler eller lignende som ønskes å gjennomføres på grunnlag av nåværende studie. Denne informasjonen om deg vil i så fall være konfidensiell og dine resultater vil bli oppbevart atskilt fra dine personopplysninger (som for eksempel navn, adresse etc.).

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

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

**Frivillig deltakelse**

Deltakelse i studien er frivillig og du kan trekke deg når som helst du måtte ønske dette, uten å angi grunn og uten at det vil få noen videre negative konsekvenser. Dersom du ønsker å delta, undertegner du samtykkeerklæringen nedenfor. Om du nå sier ja til å delta, kan du senere trekke tilbake ditt samtykke uten at det påvirker din øvrige behandling. Dersom du senere ønsker å trekke deg eller har spørsmål til studien, kan du kontakte Ingunn Andersen på telefon xxxxxxxx og/eller email: xxx

---

**Samtykke til deltakelse i studien**

Jeg er villig til å delta i studien "Hørselshemming og balanse"

-----  
(Signert av forsøksperson, dato)

Jeg bekrefter å ha gitt informasjon om studien

-----  
(Signert av undersøker/forsker, dato)

**Gruppegjennomsnitt av TA og TR under gangtestene****Referansetest (ref.hastighet 1.2.)**

	Kontrollgruppe Mean/SD	Kasusgruppe Mean/SD
TA AP	1.47, .21	1.58, .21
TA ML	1.55, .37	1.58, .22
TA V	2.17, .40	2.15, .20
TR AP Step	.78, .07	.75, .09
TR AP Stride	.76, .10	.73, .08
TR ML Step	-.60, .08	-.56, .11
TR ML Stride	.58, .10	.48, .11
TR V Step	.84, .03	.78, .06
TR V Stride	.82, .05	.73, .07

**GaitDark**

	Kontrollgruppe Mean/SD	Kasusgruppe Mean/SD
TA AP	1.54, .21	1.53, .21
TA ML	1.60, .36	1.61, .29
TA V	2.21, .29	2.14, .38
TR AP Step	.75, .10	.69, .13
TR AP Stride	.76, .07	.71, .13
TR ML Step	-.60, .12	-.49, .18
TR ML Stride	.55, .14	.48, .15
TR V Step	.84, .06	.74, .08
TR V Stride	.79, .08	.71, .08

**GaitMat**

	Kontrollgruppe Mean/SD	Kasusgruppe Mean/SD
TA AP	1.97, .25	1.89, .21
TA ML	1.57, .33	1.54, .22
TA V	2.32, .21	2.24, .24
TR AP Step	.84, .06	.79, .08
TR AP Stride	.84, .08	.82, .09
TR ML Step	-.58, .10	-.48, .13
TR ML Stride	.61, .08	.51, .15
TR V Step	.86, .04	.79, .08
TR V Stride	.86, .05	.78, .09

**GaitDarkMat**

	Kontrollgruppe Mean/SD	Kasusgruppe Mean/SD
TA AP	1.97, .26	1.98, .26
TA ML	1.62, .42	1.76, .35
TA V	2.38, .26	2.53, .48
TR AP Step	.80, .10	.63, .21
TR AP Stride	.77, .10	.60, .21
TR ML Step	-.49, .20	-.35, .16
TR ML Stride	.50, .20	.31, .15
TR V Step	.83, .07	.64, .18
TR V Stride	.80, .10	.62, .20

TA = Trunkusakselerasjon, TR Step = Trunkusregularitet mellom enkelsteg, TR Stride = Trunkusregularitet mellom dobbeltsteg, AP= Anteriorposterior; V = Vertikal; ML = Mediolateral





Trondheim

13.06.10

Til prosjektdeltager

Tusen takk for at du har sagt deg villig til å være med på balanseprosjektet vårt på Høgskolen i Sør-Trøndelag (HiST).

**Det er vedlagt 1 spørreskjema som vedrører fysisk aktivitet. Det er fint om du kan fylle ut dette før du kommer til testdagen. Hvis du ikke har mulighet til dette, vil du motta et spørreskjema av oss på selve testdagen. Det er også vedlagt et informasjonsskriv om balanseprosjektet.**

Balansetestingen vil foregå ved høgskolen i Sør-Trøndelag (HiST). Adressen er Ranheimsveien 10. Det er et stort hvitt bygg, like nord for IKEA og Leangen travbane, med en slags tårn på toppen. Nedenfor ser du et kart over området. Hvis du har bil så kan du parkere ved hovedinngangen på framsiden av HIST, eller ved inngangen på baksiden av bygget. Du vil motta parkeringstillatelse som du må ha i bilruta.

For dere som har tenkt å ta buss, kan dere ta buss nr. 6 fra byen mot Værestrøa. Gå av på tredje bussholderplass etter KBS, som heter Travbanevegen.

Møt opp ved hovedutgangen oppe, og her vil jeg stå å ta deg i mot.

Obs! Det anbefales at du tar med deg en tilsittende treningsbukse/tights eller shorts, samt en tilsittende kort eller langermet overdel. Dette skyldes at vi kommer til å teipe på deg flere små reflekser som vårt kamerasystem skal fange opp. Alle balansetestene blir utført uten sko.

Hvis det skulle bli problemer med å finne fram kan du ringe eller sende SMS til telefonnummer: xxxxxxxx, så skal jeg hjelpe deg.

Mvh,  
Ingunn Andersen



Hei igjen, kjære forskningsdeltaker!

Takk for din deltakelse på balansetesting i sommer.

Som tidligere fortalt, blir det en ny test nå i vinter (9 mars). Testen som nå skal gjennomføres er en enklere test, som kun tar 10-15 min. Ved hjelp av denne testen vil vi undersøke hvordan balanseorganet ditt i det indre øret fungerer.

Det er to leger som er spesialister på dette område som vil komme til å hjelpe oss med prosjektet, og de kommer til å gjennomføre testen. Testen vil utføres på Høresentralen ved St.Olav Hospital. Jeg kommer til å ta i mot deg på venteværelset og følge deg inn til legekantoret.

Testen vil gjennomføres **Onsdag 9. Mars, 2011 fra kl 14.00-19.00**. Vi ønsker å teste flest mulig denne dagen, men hvis det blir vanskelig for deg skal vi prøve å finne et annet testtidspunkt.

På arket nedenfor ser du ledige tidspunkt for testing. Vær vennlig å sende meg svar tilbake så snart som mulig for når det passer for deg å komme. Oppgi gjerne flere testtidspunkt som du har mulighet til å komme. Det er satt av 20 minutter per forskningsdeltaker.

Vær vennlig å svare tidligst mulig, da tolker må bestilles. På forhånd tusen takk for hjelpen!

Med vennlig hilsen

Ingunn Andersen

TLF: xxxx/Epost: xxxx

<b>KLOKKESLETT</b>	<b>NAVN</b>
<b>14.00</b>	
<b>14.20</b>	
<b>14.40</b>	
<b>15.00</b>	
<b>15.20</b>	
<b>15.40</b>	
<b>16.00</b>	
<b>16.20</b>	
<b>16.40</b>	
<b>17.00</b>	
<b>17.20</b>	
<b>17.40</b>	
<b>18.00</b>	
<b>18.20</b>	
<b>18.40</b>	
<b>19.00</b>	