



Institutionen för hälsovetenskaper
Fysioterapeutprogrammet

Utbildningsprogram
i fysioterapi 180 hp

Examensarbete 15 hp
Våren 2015

Visuell desinformation och posturalt svaj - en randomiserad kontrollerad pilotstudie på friska individer

Författare

Julia Johannesson
Fysioterapeutprogrammet
Institutionen för hälsovetenskaper
Box 157
221 00 Lund
julia.johannesson.704@student.lu.se
070-798 68 98

Lisabet Landgren
Fysioterapeutprogrammet
Institutionen för hälsovetenskaper
Box 157
221 00 Lund
lisabet.landgren.005@student.lu.se
073-533 94 79

Examinator

Christina Brogårdh, leg. sjukgymnast,
docent, universitetslektor
Institutionen för hälsovetenskaper
Box 157
221 00 Lund
christina.brogardh@med.lu.se

Handledare

Eva Ekvall Hansson, leg. sjukgymnast, docent
Institutionen för hälsovetenskaper
Box 157
221 00 Lund
eva.ekvall-hansson@med.lu.se
040-391358

Erik Löfgren, leg. sjukgymnast
Abels Rehab
Claesgatan 7, plan 1
214 26, Malmö
erik.lofgren@skane.se
040-623 95 03

Abstrakt

Titel

Visuell desinformation och posturalt svaj - en randomiserad kontrollerad pilotstudie på friska individer

Bakgrund

Postural stabilitet innebär att kunna hantera vestibulära, visuella och proprioceptiva intryck, och är därför beroende av de system som delger information om detta. Vid träning av postural stabilitet kan man med fördel specifikt träna det/de system som uppvisar inskränkt funktion. Posturalt svaj är ett uttryck för balansförmåga som kan mätas för att utvärdera postural stabilitet. I denna studie mättes detta med hjälp av en kraftplatta i samband med visuell desinformation ifrån två olika par glasögon, samt i blundande.

Syfte

Syftet med studien var att undersöka om det fanns skillnader i posturalt svaj hos friska försökspersoner vid mätning med visuell desinformation (med två olika typer av glasögon) samt i blundande.

Studiedesign

Randomiserad, kontrollerad pilotstudie.

Material och metoder

Undersökningsgruppen bestod av 19 friska personer, 18-52 år. Posturalt svaj mättes på en kraftplatta, under tre olika synprovokationer: blundande, med två olika typer av glasögon: Glasögon A (konstant synintryck med falsk horisont) och med Glasögon B (konstant synintryck med ett motiv). Detta mättes på hårt och mjukt underlag, samt med och utan huvudrotationer. Värdena analyserades genom Wilcoxon signed-rank test.

Resultat

Signifikant skillnad återfanns i svaj i mediolateral riktning i en av jämförelserna: mellan Glasögon A och Glasögon B, med huvudrotationer på hårt underlag, i vilken Glasögon A producerade mest svaj ($p=0,03$). Övriga jämförelser kunde ej uppvisa signifikant skillnad i posturalt svaj.

Slutsats

Studien antyder att det inte finns någon skillnad i mängden posturalt svaj hos friska försökspersoner vid jämförelser mellan mätningarna med de båda glasögonen samt i blundande.

Nyckelord

Balans, postural kontroll, posturografi, stabilometri, kraftplatta, synintryck, vestibularis, RCT

Abstract

Title

Visual disinformation and postural sway – a randomised control trial pilot study on healthy individuals

Background

Postural stability is the ability to handle vestibular, visual and proprioceptive input, and is hence dependent on these systems. In training of postural stability, it is advantageous to specifically train the system/-s showing deficit. Postural sway is an expression of postural control that can be measured to evaluate postural stability. In this study postural sway in relation to visual disinformation, was measured with a force plate, using two pairs of glasses and eyes closed.

Objective

The objective of the study was to investigate whether there was a measurable difference in postural sway during visual disinformation (using two different types of glasses) compared to keeping the eyes closed.

Study design

Randomized, controlled pilot study.

Material and methods

Participants were 19 healthy persons, aged 18-52. Postural sway was measured on a force plate, during three different visual provocations: closed eyes, and two different pairs of glasses: Glasses A (constant visual input with a false horizon) and Glasses B (constant visual input with a picture). The measures were performed on a hard and a soft surface, as well as with and without head rotations. Data was analyzed with Wilcoxon signed-rank test.

Result

Significant difference was found in mediolateral sway in one of the comparison: between Glasses A and Glasses B, with head rotation on hard surface, in which Glasses A produced more sway ($p=0,03$). The remainder of the comparisons did not show significant difference in postural sway.

Conclusion

The study suggests there is no difference in the amount of postural sway among healthy individuals when comparing measurements from wearing either pair of the glasses or with eyes closed.

Keywords

Balance, postural control, posturography, stabilometry, force plate, visual input, vestibularis, RCT

Innehåll

Definitioner	1
Bakgrund	2
<i>Postural stabilitet</i>	2
<i>Balansträning</i>	3
<i>Konsekvenser vid postural instabilitet</i>	3
Syfte	4
Frågeställningar	4
Metod och material	4
<i>Undersökningsgrupp</i>	4
<i>Instrument</i>	5
<i>Tillvägagångssätt</i>	5
<i>Analys av data</i>	6
<i>Etik</i>	6
Resultat	7
Diskussion	8
<i>Huvudsakliga fynd</i>	8
<i>Resultatdiskussion</i>	8
<i>Metoddiskussion</i>	9
<i>Undersökningsgrupp</i>	9
<i>Instrument</i>	9
<i>Tillvägagångssätt</i>	9
<i>Analys av data</i>	10
<i>Etik</i>	10
<i>Förslag till fortsatt forskning</i>	10
Konklusion	11
Referenser	12
Bilagor	

Definitioner

Center of mass (COM): Den punkt som är i mitten av kroppens massa kallas center of mass och är en samlad tyngdpunkt för hela kroppen.

Base of support (BOS): Den yta av kroppen som är i kontakt med understödsytan.

Postural stabilitet (balans): En individs förmåga att kontrollera COM i relation till BOS (1).

Posturalt svaj: Fenomen som uppstår när en individ korrigerar COM över understödsytan för att bibehålla jämvikt (2).

Medio-lateralt (ML) svaj: Posturalt svaj i medio-lateral riktning.

Antero-posteriort (AP) svaj: Posturalt svaj i antero-posterior riktning (3).

Center of pressure (COP): Mittpunkten för fördelningen av krafterna som utövas på understödsytan (1).

Glasögon A: ett par ”svetsglasögon” med vit insida med ett svart kryss i, så att man har ett konstant synintryck men utan tydligt motiv.

Glasögon B: ett par “videoglasögon” som man kopplar till en dator. Med dessa på ser man det datorns skärm visar i glasögonen, i detta fall ett konstant synintryck i form av ett tydligt motiv.

Bakgrund

Postural stabilitet

Postural stabilitet är beroende av förmågan att ta emot, hantera och reagera på vestibulära, visuella och proprioceptiva intryck. Denna förmåga bygger på de olika system som delger oss information om detta, nämligen: vestibulära systemet, visuella systemet och det somatosensoriska systemet (1).

Det vestibulära systemet består dels av bågångar och dels av otholitorgan. Bågångarna gör att vi känner av lägesförändringar utifrån huvudets position. Otholitorganen (utriculus och sacculus) ger oss information om huvudets position och rörelser i förhållande till lodlinjen, genom att känna av tyngdkraftens riktning (4).

Med hjälp av det visuella systemet kan vi snabbt orientera oss i relation till omgivningen och därigenom få information om kroppens position i rummet, samt rörelser och hastighet. Det finns studier som tyder på att det visuella systemet är det system som har störst påverkan på posturalt svaj (3,5).

Somatosensoriska systemet uppfattar både kroppssegments position och rörelse. Systemet arbetar genom proprioceptionen i muskler och ligament, samt sensorisk information från huden (6). Proprioceptionen gör att vi kan få en uppfattning om i vilken position kroppens delar befinner sig och hur de rör sig. Det finns studier som visar att nackens position har betydande påverkan på det posturala svajet. I en flektion i 20° har det visat sig att individer har lättare att bibehålla balansen än i extenderat eller neutralt läge. (3,7). Även den sensoriska informationen från huden under fotsulan är en del av systemet, och ger oss en uppfattning av kroppens position i förhållande till underlaget (8,9).

Postural stabilitet påverkas av det visuella, det vestibulära och det somatosensoriska systemet, men hur mycket de olika systemen väger in i olika situationer är fortfarande under utforskning. Till exempel har ett par studier påvisat att synen inte påverkar en individs förmåga att bibehålla den posturala stabiliteten när försökspersonen står med båda fötterna på underlaget (10,11), samtidigt som det även visats att synen blir betydelsefull vid enbensstående (11-13). Därav skulle man kunna tro att synen inte alltid är avgörande för postural stabilitet, utan kan kompenseras av de andra systemen, samtidigt som den verkar vara viktig under stegrade utmaningar.

Det finns många bidragande system bakom människans balansförmåga, och ännu fler sätt att mäta den. I klinik används ofta tester som korrelerar med funktion och kräver mindre i form av tidsåtgång och material. Inom forskning kan mer utförliga utvärderingsinstrument användas, beroende på vad den aktuella studiens syfte är. Till exempel kan man använda sig av olika kraftplattor för att mäta posturalt svaj.

Posturalt svaj är ett uttryck för balansförmåga som kan mätas för att utvärdera en individs posturala stabilitet. Att mäta posturalt svaj i syfte att utvärdera balansförmåga visar god reliabilitet, särskilt god reliabilitet påvisas i mätningar i blundande (14). Att stå helt och hållet stilla under gravitationen är omöjligt; kroppen utövar alltid en viss mängd posturalt svaj (2). Detta posturala svaj kontrolleras med hjälp av olika rörelsestrategier: ankelstrategi, höftstrategi och stegstrategi. Vilken strategi som används beror bland annat på i vilken utsträckning stabiliteten provoceras, samt vilken karaktär provokationen har (1).

Balansträning

Vid fysioterapeutisk behandling kan man träna upp balansförmåga specifikt genom att manipulera sinnesintryck för att uppnå förbättrad förmåga att bibehålla tyngdpunkten inom understödsytan: det vill säga, förbättrad postural stabilitet. Träning under provokation av synintryck, djup ledkänslighet samt huvudets position i olika kombinationer, bidrar högst sannolikt till förbättrad postural stabilitet bland många olika målgrupper (15-17). Vad gäller balansträning med inskränkning av just synintryck, kan det vara mer effektivt för träning av postural stabilitet, än träning utan synprovokation (18,19).

Generell balansträning däremot, har ibland haft svårt att ge någon signifikant effekt (20,21). Som exempel har generell balansträning efter fotledsstukning i en studie, inte kunnat påvisas förbättra specifikt ankelproprioception, även om andra tidigare har visat en förbättrad allmän stabilitet (20). Detta skulle kunna innebära att mer specifik träning behövs för att angripa det aktuella problemområdet.

Vid vestibulär rehabilitering har man kunnat påvisa god effekt av träning med visuell och vestibulär information i konflikt med varandra, så kallad optokinetisk stimuli. Dock kräver metoden frekventa träningsessioner, ofta med dyr och skrymmande utrustning. Arbetet pågår (22-25) med att utvärdera mer tillgängliga metoder, såsom till exempel dvd-skivor eller videoglasögon (jämför Glasögon B i denna studie). Ett annat sätt att ändra en persons synintryck utan att blunda är med Dome, vilken används vid Clinical Test of Sensory Interaction and Balance (CTSIB). Glasögon A i denna studie bygger på samma princip som Dome, som ger ett vitt synfält med mörkare referenslinjer som ger ett slags falsk horisont (26-28).

Genom att testa hur posturalt svaj påverkas av olika typer av glasögon, som Glasögon A och Glasögon B, kan vi lära oss mer om påverkan av den visuella komponenten. Förhoppningen är att dessa glasögon i förlängningen skall kunna användas som träningsredskap för att hjälpa människor som lider av bristande postural stabilitet, och därigenom öka livskvalitet genom ökad självständighet och delaktighet, samt genom att förebygga skador.

Konsekvenser vid postural instabilitet

En tredjedel av Sveriges äldre befolkning råkar varje år ut för en fallolycka i hemmet. Fall på särskilda boenden är ännu vanligare. Internationellt är fallolyckor den femte vanligaste dödsorsaken. I Sverige dör årligen cirka 1500 personer över 65 år, till följd av fall. Antalet fall och fallskador bland äldre i Sverige och i västvärlden är ökande (29).

Inskränkt postural stabilitet har kopplats till både förhöjd fallincidens och ökad risk för fall bland äldre individer (14,30-43). Förutom fall och fallrisk, kan balans också påverka öga-handkoordination (44). Det finns även ett samband mellan förekomst av fotledsstukning och nedsatt postural stabilitet (45-47).

Efter en olycka har inskränkt balans och fallrädsla visats leda till försämrad livskvalitet, nedsatt självkänsla, minskad delaktighet (48-53), samt inskränkt förmåga att självständigt sköta sina Aktiviteter i Dagligt Liv (ADL) (33,48,50-52,54,55).

Medan bristande postural stabilitet är långt ifrån hela sanningen bakom de ovan nämnda konsekvenserna, tycks det rimligt att aktivt arbeta med träning av postural stabilitet för god postural funktion. Träningen är en del av arbetet för att förebygga skador och bibehålla god livskvalitet för många olika grupper i samhället.

Syfte

Syftet med studien var att undersöka om det fanns skillnader i posturalt svaj hos friska försökspersoner vid mätning med visuell desinformation (med två olika typer av glasögon) samt i blundande.

Frågeställningar

1. Var det någon skillnad i posturalt svaj vid de olika situationerna när försökspersonerna utför huvudrörelse på hårt och mjukt underlag, blundande eller med Glasögon A på sig?
2. Var det någon skillnad i posturalt svaj vid de olika situationerna när försökspersonerna utför huvudrörelse på hårt och mjukt underlag, blundande eller med Glasögon B på sig?
3. Var det någon skillnad i posturalt svaj vid de olika situationerna när försökspersonerna utför huvudrörelse på hårt och mjukt underlag, med glasögon A eller glasögon B på sig?

Metod och material

En försöksgrupp genomgick mätningar på kraftplatta i olika situationer. Glasögon A och Glasögon B användes, för att i vissa av testsituationerna hålla synintrycket konstant, och på så vis påverka försökspersonens förmåga att använda synen för att hålla balansen.

Undersökningsgrupp

Då det var en pilotstudie rekryterades försökspersoner enligt ett tillfällighetsurval. För att få ihop ett tillräckligt stort underlag fick både studenter och personal närvarande på Health Sciences Centre, Lunds universitet, verbal samt skriftlig information och tillfrågan. Tillfrågan skedde även i form av både fysiska och elektroniska anslag.

Inklusionskriterier: ålder 18-65 år, vid god egenrapporterad hälsa, och att man upplevde sig kunna förstå instruktionerna för testet.

Exklusionskriterier: balans- och/eller yrselproblematik, nyförvärvad skada i nedre extremitet de senaste två månaderna innan mätningarna, okorrigerad långsynthet/långsynthet korrigerad med glasögon, nackproblem, pågående medicinering som kunde påverka balans eller orsaka yrsel.

Syftet var att mäta personer med normal balansfunktion. I detta fall definierades normal funktion enligt egenrapport, men mättes även och kontrollerades mot normalvärdet (16). Åldersspannet 18-65 år valdes för att innefatta myndiga men inte äldre individer. Äldre vuxna har visats ha avvikande förmåga till postural kontroll, jämfört med yngre (56,57).

Nitton individer ingick i undersökningsgruppen, i åldern 18-52 år. Målet var tjugo försökspersoner; 21 anmälde sig, en blev sjuk och en uteblev utan angiven anledning. Således fanns ett bortfall på två personer medan 19 personer deltog i studien, varav tio var kvinnor och nio var män. Persondata för gruppen redovisas i Tabell 1.

Tabell 1: Information om deltagare (N=19)

	Ålder (år)	Längd (cm)	Vikt (kg)	Skostorlek	BMI
Medel	26,2	174,3	71,5	40,7	23,4
Median	23	172	72	40	24
Övre kvartilen	52	188	88	46	24,9
Nedre kvartilen	22	167	64	39	21,6
Interkvartilavstånd	30	21	24	7	3,3
Variationsvidd	18-52	159-188	47-88	37-46	17,7-27,3

Instrument

Testerna utfördes med två typer av "glasögon": Glasögon A och Glasögon B.

Glasögon A: ett par "svetsglasögon" med vit insida med ett svart kryss i, så att man har ett konstant synintryck men utan tydligt motiv.

Glasögon B: ett par "videoglasögon" som man kopplar till en dator. Med dessa på ser man det datorns skärm visar i glasögonen, i detta fall ett konstant synintryck i form av ett tydligt motiv.

För provokation av proprioceptionsförmågan användes en 3cm tjock skumgummimatta som tillhör, och har samma form som, kraftplattan.

Det posturala svajet mättes med en triangelformad kraftplatta. Datorprogrammet Good Balance TM, registrerade information om hur COP rörde sig, på en frekvens av 50Hz. Därigenom beräknades en medelhastighet av svajet (mm/s). Systemet anger medelhastighet för ML och AP svaj, efter korrigering för längd och COM.

Good Balance system har visat sig vara reliabelt för poststroke patienter (58), medan reliabiliteten för friska medelålders och äldre individer har visat sig lägre vid oprovocerade mätningar. Däremot har reliabiliteten ökat vid stegring till mjukt underlag (59).

Tillvägagångssätt

Standardiserade mätningar genomfördes i rörelselaboratoriet på Health Sciences Centre, Lunds universitet. Utrustningen placerades på samma avstånd från väggarna vid varje testtillfälle, och alltid så att försökspersonerna inte kunde observera sin mätdata under försöket.



Figur 1: Testsituationen

Kraftplattan med hårt underlag i testsituation utan glasögon

Vid testtillfället fick försökspersonerna skriva på ett papper om informerat samtycke (se Bilaga 1), samt tillfrågades om längd, skostorlek, ålder, kön och vikt till sitt testprotokoll (se Bilaga 2). Försökspersonerna fick också dricka ett glas vatten innan testerna, för att utesluta påverkan av dehydrering.

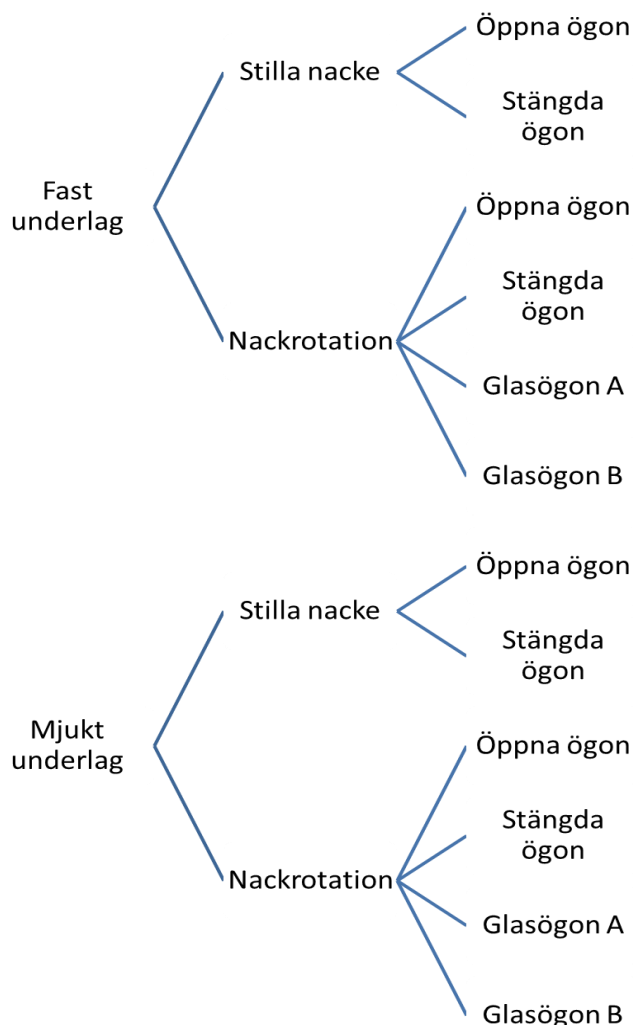
Testerna utfördes utan skor, med fötterna på utsatta markörer med 30° utåtställda fötter (se Figur 1). Nacken hölls i ca 20° flexion efter instruktion till försökspersonerna om ”lätt indragen” haka (60). Blicken riktades mot en individuellt utmätt markör (för avslappnad blick i aktuell nackställning), alternativt i glasögonen, eller blundandes.

Vid huvudrörelser instruerades försökspersonerna att låta blicken följa med huvudet, och alltså riktas rakt fram utifrån huvudet, inte kroppen. Huvudrörelserna genomfördes i växelvis sidledes rotation, medan försökspersonen själv räknade “ettusenett, ettusentvå, osv”, vid varje vänster-/högerrotation. Försökspersonerna fick stå med händerna knäppta framför kroppen.

Efter de standardiserade muntliga instruktionerna (se Bilaga 3) rådde tystnad tills mätningen var klar. Varje försöksperson fick göra en provmätning innan testet påbörjades. Testpersonerna utförde moment enligt Figur 2. Alla tolv moment utfördes under 30 sekunders mättid vardera (61), under totalt 30 minuter. Ordningen på momenten för varje testperson bestämdes av en slumplista (se Bilaga 4) med olika startpunkter i originalordningen (Bilaga 3).

Analys av data

För att analysera datan med analytisk statistik användes programmet IBM SPSS statistics 21. Först kontrollerades om datan var normalfördelad med hjälp av histogram. Eftersom datan ej var normalfördelad användes Wilcoxon signed-rank test för att undersöka om där fanns en signifikant skillnad i posturalt svaj då personerna använde Glasögon A, Glasögon B eller blundade.



Figur 2: Testmoment

Vi valde att använda oss av en signifikansnivå för p-värdet på 0,05 för att ange om det var en statistiskt signifikant skillnad.

Etik

Studien är prövad och godkänd av vårdvetenskapliga etiknämnden vid medicinska fakulteten på Lunds universitet. Testerna i sig förväntades inte ge upphov till något obehag utöver att testpersonen momentant kunde känna sig lite yr. En testledare fanns hela tiden intill testpersonen

för att hen skulle känna sig trygg. Det fanns även ledstänger till kraftplattan som testpersonen kunde ta tag i vid behov.

Deltagande i studien var helt frivilligt och kunde avbrytas av försökspersonen när som helst, utan att denne behövde ange orsak eller lida konsekvenser. Enbart myndiga personer ingick i undersökningsgruppen, och samtliga skrev under ett dokument om informerat samtycke. Testvärden samt personuppgifter insamlades vid mättillfället i enighet med testpersonernas medgivande.

Insamlad data förvarades inlåst, och enbart ansvariga för studien hade tillgång till datan. Efter att arbetet slutförts och godkänts förstördes datan. Resultatet redovisas avidentifierat. Vid eventuella avvikande värden var planen att informera testpersonen om detta, samt rekommendera denne att söka till vårdcentral. Mätvärdena skulle då exkluderas ur studien.

Resultat

Tabell 2 visar det högsta och lägsta posturala svajet som uppmätts vid de tolv olika testmomenten samt percentilerna för de olika situationerna. Vi ser att lägsta median för svajvärde i ML riktning, är i testsituationen med huvudrotationer och stängda ögon, på hårt underlag. I AP riktning fann vi lägsta värde vid huvudrotationer och Glasögon B, på hårt underlag.

Högsta medianvärde för AP svaj återfanns med huvudrotationer och Glasögon A, på mjukt underlag. Svaj i ML riktning i samma situation uppmätte det näst högsta värdet i ML riktning efter huvudrotationer och Glasögon B på mjukt underlag (se Tabell 2).

Tabell 2: Deskriptiv statistik över det posturala svajet vid huvudrotation i de 12 olika testmomenten (n=19)

Synintryck	Underlag	Svaj-riktning (ML/AP*)	Minimum	Maximum	Percentiler		
					Q1**	Median	Q3***
Blundande	Hårt	ML	3,6	35,9	6,0	8,7	12,0
		AP	6,6	38,6	9,6	15,1	18,6
	Mjukt	ML	3,6	39,2	8,5	10,7	14,1
		AP	7,3	66,4	15,1	22,0	28,9
Glasögon A	Hårt	ML	5,2	28,8	6,3	10,5	12,1
		AP	7,8	38,2	9,5	15,1	21,1
	Mjukt	ML	6,0	29,7	8,5	11,1	16,7
		AP	8,9	42,9	12,8	24,4	32,5
Glasögon B	Hårt	ML	4,1	18,5	6,4	9,3	10,9
		AP	6,4	29,2	9,8	14,8	20,4
	Mjukt	ML	6,0	34,3	8,5	12,0	15,3
		AP	8,9	47,3	15,0	21,4	26,9

Posturalt svaj i mm/s

*ML/AP= Mediolateral riktning/Anteroposterior riktning

** Övre kvartil

*** Nedre kvartil

Signifikant skillnad återfanns i en av jämförelserna: mellan Glasögon A och Glasögon B, med huvudrotationer på hårt underlag, i ML riktning. Samtliga övriga jämförelserna kunde ej uppvisa signifikant skillnad i posturalt svaj (se Tabell 3).

Tabell 3: Skillnad i posturalt svaj enligt Wilcoxon signifikansvärde (n=19).

	Mjukt underlag		Hårt underlag	
	ML	AP	ML	AP
A versus C	0,235	0,444	0,433	0,673
B versus C	0,794	0,520	0,586	0,679
A versus B	0,931	0,557	0,030	0,112

ML = Mediolateral riktning

AP = Anterioposterior riktning

A = Glasögon A

B = Glasögon B

C = Blundande

Diskussion

Resultatdiskussion

Denna studie visar att det posturala svajet hos friska försökspersoner påverkades i samma utsträckning vid mätningarna med de båda glasögonen samt i blundande; ingen statistiskt signifikant skillnad återfanns i 11 av 12 jämförelser. Det enda värdet som visade signifikant skillnad var vid jämförelse mellan de båda glasögonen på hårt underlag. Skillnaden var endast signifikant i ML riktning, och ej i AP riktning i samma situation. Inte heller jämförelsen i ML- eller AP riktning på mjukt underlag visade signifikant skillnad mellan glasögonen. Därför kan inte dessa resultat anses vara tillräckliga för att kunna hävda att svaj, varken i ML- eller AP riktning, påverkats i signifikant utsträckning av de olika synintrycken.

Glasögon A gav för friska (asymtomatiska) individer ingen påverkan på posturalt svaj. Detta stämmer överens med tidigare studier på Dome, som visat att användande av Dome inte har effekt på balansförmågan för asymtomatiska individer. Däremot finns det en tendens till försämrade postural stabilitet för individer med vestibulära symtom vid mätningar med Dome (26-28). Kanske gäller detsamma för Glasögon A, som i funktion påminner om Dome.

Glasögon B anses fylla samma funktion som andra videoglasögon på marknaden. I denna studie har Glasögon B använts för att visa en stillbild, medan tidigare studier med bärbara displayer har använt dessa för optokinetisk stimuli. Man har sett att visuell desinformation inte påverkar, eller påverkar friska individer i mindre utsträckning än personer med balansproblematik. Att undersökningsgruppen i denna studie inte uppvisade några skillnader i posturalt svaj vid olika synprovokation ligger alltså i linje med tidigare forskning (62-65). Huruvida detta också gäller för personer med balansrubbingar behöver studeras vidare.

Metoddiskussion

Undersökningsgrupp

Mätningarna utfördes på 19 försökspersoner, vilket är en relativt liten grupp. För att få ett mer tillförlitligt resultat vore det önskvärt att ha en större undersökningsgrupp. En pilotstudie har för avsikt att skaffa ett underlag för en större studie samt att testa studiens design; intentionen var att vidare undersöka fler individer i en uppföljningsstudie.

Nitton av tjugoen inbokade försökspersoner deltog. Bortfallet hamnade på 9,5% jämfört med inbokade mätningar, och 5% jämfört med målantalet på 20 försökspersoner. Bortfallet bedömdes inte påverka resultatet, eftersom undersökningsgruppen i denna studie fungerade som sin egen kontrollgrupp. Individer jämfördes inte mot varandra, utan istället jämfördes olika testsituationer mot andra testsituationer. Man kan se det som att varje individ jämfördes mot sig själv. Av samma anledning är det av mindre vikt att försökspersonerna hade varierande ålder, skostorlek, kön, träningsbakgrund, etc. Längd och COM korrigerades för via Good Balance system.

Undersökningsgruppen hade en låg medelålder, vilket betyder att studien inte kan indikera något kring resultat för en äldre grupp. Det finns emellertid anledning att tro att posturalt svaj inte skiljer sig i större utsträckning bland personer under 60 år (16).

Någonting som kan ha påverkat en individuellt resultat är att en av försökspersonerna hade deltagit i en längre salstenta innan sina mätningar, och en annan hade sovit dåligt under en tid. Den tidigare var en av fyra försökspersoner som uppvisade avvikande värden, men inte den senare. Avvikande värden diskuteras vidare i etikediskussionen.

Instrument

I Glasögon A ritades det ett kryss på insidan av varje glas för att man skulle ha någonting att fästa blicken på. Detta kryss hamnade eventuellt lite för nära ögonen, då det upplevdes svårt att fokusera på. Krysset målades in först efter att de fyra första försökspersonerna mätts. Det fanns emellertid inga signifikanta skillnader i mätvärden mellan de fyra försökspersoner som mätts utan kryss, och de som mätts med.

Gällande Glasögon B fanns ett par praktiska problem. Glasögonens passform var inte optimal för att sitta bekvämt på näsbryggan, och inte heller för att stänga ute synintryck ifrån sidan av glasögonen, då de inte slöt helt tätt. Huvudbandet som användes för de första mätningarna var dessutom litet, vilket gjorde glasögonen obekväma. Även sladden från Glasögon B hade kunnat uppfattas som ett störningsmoment, då den i vissa fall slängde mot testpersonernas axlar vid huvudrotationer.

I Glasögon B användes en stillbild på ett landskap, och vidare kan man spekulera kring att en faktisk video kanske hade gett upphov till mer svaj, vilket kan vara intressant för vidare studier i ämnet. Av sekretesskäl kan inga bilder av glasögonen redovisas i denna studie.

Tillvägagångssätt

Själva testsituationen i sig var standardiserad vad gäller placering av utrustning och testförfarandet. Samtliga försökspersoner intog samma positioner och fick samma instruktioner, och kan därför inte ha inverkan av yttre faktorer från mätsituationen.

Man har i studier sett att återhämtning av postural kontroll efter provokation av proprioception, kan ta uppemot 10 sekunder. Försökspersoner som inte fått denna återhämtning har haft ökad COP-hastighet vid mätning utan provokation, jämfört med sitt första måttillfälle. Dock verkar det som om träning (66) och ung ålder (67,68) har en positiv effekt på återhämtningstid. Tid för återhämtning beaktades dock inte i denna studie. Detta undersökningsbatteri av 12 olika situationer, utförda i ett sträck, kan rimligen ha gett en utmattning av förmågan till postural kontroll. Genom att randomisera enligt slumplista (se bilaga 4) för ordningen på testsituationerna, borde detta inte påverka resultatet, då olika

situationer hamnat i slutet av ordningen för olika försökspersoner. Slumplistan kontrollerar även för eventuell inlärningseffekt.

I studien genomfördes enbart en mätning per situation för varje individ, vilket kan bidra till att mätvärdenas reliabilitet försvagas. Vid mätningar av posturalt svaj på kraftplatta har man kunnat visa att minst två mätningar av genomsnittshastigheten av det posturala svajet i enskild situation gav väsentligt mer reliabla resultat (69). Detta bör man ha i åtanke i vidare studier.

Att mäta tolv situationer är tidskrävande (30 minuter/testperson). Särskilt om det krävs mer än en mätning av varje situation. Med en noggrannare utformning av testförfarandet, hade en del situationer kunnat strykas. I denna studie användes till exempel aldrig situationerna med stilla huvud eller med öppna ögon till några uträkningar. Situationen med öppna ögon, stående på hårt underlag och med stilla huvud, användes dock för att utvärdera att försökspersonerna låg kring normalvärde för posturalt svaj, enligt etisk handlingsplan.

Vid användandet av friska individer i undersökningsgruppen är det av vikt att fundera kring takeffekt. Enklare moment kan användas som baseline för jämförelser, men kan eventuellt inte visa någon effekt. Det är också troligt att stegrad utmaning ger ett värde som är mer representativt för funktionell prestation (70). Det finns en möjlighet att studien påverkades av takeffekt och att stegrade situationer skulle ha gett upphov till skillnader.

Det är också möjligt att en viss noceboeffekt kan ha påverkat mätvärdena, då det inte var möjligt att blinda försökspersonerna.

I testsituationen uppstod ett par störningsmoment i form av ljud ifrån barn utanför. Vissa testpersoner hade långt hår som vid rotationer av huvudet också kunde uppfattas som störande. Standardisering av fötternas position gjordes i 30° utåtrotation för att kontrollera variabler. Det är troligt att flera utav testpersonerna inte normalt står i denna position, detta kan leda till en upplevelse av positionen som konstlad; särskilt då positionen också upplevs olika för olika individer beroende på höftbredd.

Analys av data

Vid en signifikansnivå på 0,05 beräknar man få 5 falska positiva utslag per 100 test. Eftersom studien innehöll 12 test, valdes en signifikansnivå på 0,05 för att minimera risken för typ I-fel. Detta innebär att risken att få ett falskt positivt värde var 0,6%. Vi kunde ha valt ett lägre p-värde för statistisk signifikans, men valde att använda oss av den signifikansnivån som vanligen rekommenderas (71).

Etik

Fyra av försökspersonerna översteg normalvärden beträffande postural kontroll. Dock understeg dessa fyra personer lägsta ålder bland normalvärden, de avvek obetydligt ifrån äldre gruppers värden (16) och de upplevde själv inga fysiska problem. Därav ansåg vi det mest etiskt korrekt att inte oroa dessa individer då de troligen inte lider av nedsatt balans.

Förslag till fortsatt forskning

För att få en mer korrekt bild av "glasögonens" påverkan på posturalt svaj krävs en fortsättning av denna studie med en större undersökningsgrupp.

Eftersom denna studie antytt att "glasögonen" inte haft en signifikant påverkan på det posturala svajet bland friska individer är det lätt att förkasta dess funktion. Det är däremot

troligt att de hade varit mer användbara för individer som lider av postural instabilitet. Detta bör då vidare undersökas för att utvärdera effekt, behandlingseffekt och kostnadseffektivitet.

Då man tidigare sett ökning av posturalt svaj vid optokinetisk stimuli, kan det vara en idé att utvärdera Glasögon B även med rörlig bild. Detta också för att stegra utmaningen och försöka eliminera eventuell takeffekt.

Konklusion

Studiens resultat antyder att det inte finns någon skillnad i posturalt svaj hos friska försökspersoner vid jämförelse av mätningar med de båda glasögonen. Det tycks inte heller finnas någon skillnad i posturalt svaj vid jämförelse mellan mätningar med glasögon och blundande. Att använda dessa glasögon för att ge visuell desinformation i syfte att utmana friska personers posturala stabilitet förefaller därför inte motiverat utifrån denna studie.

Referenser

- (1) Shumway-Cook A, Woollacott MH. Motor control : translating research into clinical practice. 4. ed. ed. Philadelphia, Pa. ; London: Lippincott Williams & Wilkins; 2011.
- (2) Houglum PA, Bertoti D. Brunnstrom's clinical kinesiology. 6. ed. ed. Philadelphia: F.A. Davis; 2012.
- (3) Hansson EE, Beckman A, Håkansson A. Effect of vision, proprioception, and the position of the vestibular organ on postural sway. *Acta Otolaryngol* 2010 Dec;130(12):1358-1363.
- (4) Horak FB. Postural compensation for vestibular loss. *Ann N Y Acad Sci* 2009 May;1164:76-81.
- (5) Kuo A,D., Speers R,A., Peterka R,J., Horak F,B. Effect of altered sensory conditions on multivariate descriptors of human postural sway. *Exp Brain Res* 1998;122(2):185-195.
- (6) Wingert JR, Welder C, Foo P. Age-Related Hip Proprioception Declines: Effects on Postural Sway and Dynamic Balance. *Arch Phys Med Rehabil* 2014 2;95(2):253-261.
- (7) Kogler A, Lindfors J, Odkvist LM, Ledin T. Postural stability using different neck positions in normal subjects and patients with neck trauma. *Acta Otolaryngol* 2000;2(120).
- (8) Meyer PF, Oddsson LI, De Luca CJ. The role of plantar cutaneous sensation in unperturbed stance. *Exp Brain Res* 2004 Jun;156(4):505-512.
- (9) Kavounoudias A, Roll R, Roll JP. The plantar sole is a 'dynamometric map' for human balance control. *Neuroreport* 1998 Oct 5;9(14):3247-3252.
- (10) Corbeil P, Blouin JS, Begin F, Nougier V, Teasdale N. Perturbation of the postural control system induced by muscular fatigue. *Gait Posture* 2003 Oct;18(2):92-100.
- (11) Hazime FA, Allard P, Ide MR, Siqueira CM, Amorim CF, Tanaka C. Postural control under visual and proprioceptive perturbations during double and single limb stances: insights for balance training. *J Bodyw Mov Ther* 2012 Apr;16(2):224-229.
- (12) Lee DC, Ham YW, Sung PS. Effect of visual input on normalized standing stability in subjects with recurrent low back pain. *Gait Posture* 2012 Jul;36(3):580-585.
- (13) Vuillerme N, Nougier V, Prieur JM. Can vision compensate for a lower limbs muscular fatigue for controlling posture in humans? *Neurosci Lett* 2001 Aug 3;308(2):103-106.
- (14) Bauer C, Groger I, Rupprecht R, Meichtry A, Tibesku CO, Gassmann KG. Reliability analysis of time series force plate data of community dwelling older adults. *Arch Gerontol Geriatr* 2010 Nov-Dec;51(3):e100-5.
- (15) Hu MH, Woollacott MH. Multisensory training of standing balance in older adults: II. Kinematic and electromyographic postural responses. *J Gerontol* 1994;49(2).

- (16) Era P, Sainio P, Koskinen S, Haavisto P, Vaara M, Aromaa A. Postural balance in a random sample of 7,979 subjects aged 30 years and over. *Gerontology* 2006(52).
- (17) Rogers ME, Page P, Takeshima N. Balance training for the older athlete. *Int J Sports Phys Ther* 2013 Aug;8(4):517-530.
- (18) Bonan IV, Yelnik AP, Colle FM, Michaud C, Normand E, Panigot B, et al. Reliance on visual information after stroke. Part II: Effectiveness of a balance rehabilitation program with visual cue deprivation after stroke: a randomized controlled trial. *Arch Phys Med Rehabil* 2004;85(2).
- (19) Cattaneo D, Jonsdottir J, Regola A, Carabona R. Stabilometric assessment of context dependent balance recovery in persons with multiple sclerosis: a randomized controlled study. *J Neuroeng Rehabil* 2014 Jun 10;11:100-0003-11-100.
- (20) Chong RK, Ambrose A, Carzoli J, Hardison L, Jacobson B. Source of improvement in balance control after a training program for ankle proprioception. *Percept Mot Skills* 2001 Feb;92(1):265-272.
- (21) Verhagen E, Bobbert M, Inklaar M, van Kalken M, van der Beek A, Bouter L, et al. The effect of a balance training programme on centre of pressure excursion in one-leg stance. *Clin Biomech (Bristol, Avon)* 2005 Dec;20(10):1094-1100.
- (22) Pavlou M, Lingeswaran A, Davies RA, Gresty MA, Bronstein AM. Simulator based rehabilitation in refractory dizziness. *J Neurol* 2004 Aug;251(8):983-995.
- (23) Pavlou M. The use of optokinetic stimulation in vestibular rehabilitation. *J Neurol Phys Ther* 2010 Jun;34(2):105-110.
- (24) Viirre E, Sitarz R. Vestibular rehabilitation using visual displays: preliminary study. *Laryngoscope* 2002 Mar;112(3):500-503.
- (25) Viirre E, Draper M, Gailey C, Miller D, Furness T. Adaptation of the VOR in patients with low VOR gains. *J Vestib Res* 1998 Jul-Aug;8(4):331-334.
- (26) Cohen H, Blatchly CA, Gombash LL. A study of the clinical test of sensory interaction and balance. *Phys Ther* 1993 Jun;73(6):346-51; discussion 351-4.
- (27) Crotts D, Thompson B, Nahom M, Ryan S, Newton RA. Balance abilities of professional dancers on select balance tests. *J Orthop Sports Phys Ther* 1996 Jan;23(1):12-17.
- (28) Shumway-Cook A, Horak FB. Assessing the Influence of Sensory Interaction on Balance: Suggestion from the Field. *Phys Ther* 1986(66):1548--1550.
- (29) Sveriges kommuner och landsting, Socialstyrelsen. Öppna jämförelser av hälso- och sjukvårdens kvalitet och effektivitet. 2008;2008-126-21.
- (30) Shumway-Cook A, Baldwin M, Polissar NL, Gruber W. Predicting the probability for falls in community-dwelling older adults. *Phys Ther* 1997 Aug;77(8):812-819.

- (31) Shumway-Cook A, Brauer S, Woollacott M. Predicting the probability for falls in community-dwelling older adults using the Timed Up & Go Test. *Phys Ther* 2000 Sep;80(9):896-903.
- (32) Scheffer AC, Schuurmans MJ, van Dijk N, van der Hooft T, de Rooij SE. Fear of falling: measurement strategy, prevalence, risk factors and consequences among older persons. *Age Ageing* 2008 Jan;37(1):19-24.
- (33) Health Quality Ontario. Prevention of falls and fall-related injuries in community-dwelling seniors: an evidence-based analysis. *Ont Health Technol Assess Ser* 2008;8(2):1-78.
- (34) Ejupi A, Lord SR, Delbaere K. New methods for fall risk prediction. *Curr Opin Clin Nutr Metab Care* 2014 Sep;17(5):407-411.
- (35) Shaw FE, Bond J, Richardson DA, Dawson P, Steen IN, McKeith IG, et al. Multifactorial intervention after a fall in older people with cognitive impairment and dementia presenting to the accident and emergency department: randomised controlled trial. *BMJ* 2003 Jan 11;326(7380):73.
- (36) Schwartz AV, Hillier TA, Sellmeyer DE, Resnick HE, Gregg E, Ensrud KE, et al. Older women with diabetes have a higher risk of falls: a prospective study. *Diabetes Care* 2002 Oct;25(10):1749-1754.
- (37) Pajala S, Era P, Koskenvuo M, Kaprio J, Törmäkangas T, Rantanen T. Force platform balance measures as predictors of indoor and outdoor falls in community-dwelling women aged 63-76 years. *J Gerontol A Biol Sci Med Sci* 2008 Feb;63(2):171-8.
- (38) Doheny EP, McGrath D, Greene BR, Walsh L, McKeown D, Cunningham C, et al. Displacement of centre of mass during quiet standing assessed using accelerometry in older fallers and non-fallers. *Conf Proc IEEE Eng Med Biol Soc* 2012;2012:3300-3303.
- (39) Melzer I, Benjuya N, Kaplanski J. Postural stability in the elderly: a comparison between fallers and non-fallers. *Age Ageing* 2004 Nov;33(6):602-607.
- (40) Ostrowska B, Giemza C, Wojna D, Skrzek A. Postural stability and body posture in older women: comparison between fallers and non-fallers. *Ortop Traumatol Rehabil* 2008 Sep-Oct;10(5):486-495.
- (41) Doheny EP, Greene BR, Foran T, Cunningham C, Fan CW, Kenny RA. Diurnal variations in the outcomes of instrumented gait and quiet standing balance assessments and their association with falls history. *Physiol Meas* 2012 Mar;33(3):361-373.
- (42) Sturnieks DL, Tiedemann A, Chapman K, Munro B, Murray SM, Lord SR. Physiological risk factors for falls in older people with lower limb arthritis. *J Rheumatol* 2004 Nov;31(11):2272-2279.
- (43) Piirtola M, Era P. Force platform measurements as predictors of falls among older people - a review. *Gerontology* 2006;52(1):1-16.

- (44) Tsang WW, Ng SS, Lee MW, Tse SP, Yip EW, Yuen JK. Does postural stability affect the performance of eye-hand coordination in stroke survivors? *Am J Phys Med Rehabil* 2013 Sep;92(9):781-788.
- (45) Wang HK, Chen CH, Shiang TY, Jan MH, Lin KH. Risk-factor analysis of high school basketball-player ankle injuries: a prospective controlled cohort study evaluating postural sway, ankle strength, and flexibility. *Arch Phys Med Rehabil* 2006 Jun;87(6):821-825.
- (46) McGuine TA, Greene JJ, Best T, Levenson G. Balance as a predictor of ankle injuries in high school basketball players. *Clin J Sport Med* 2000 Oct;10(4):239-244.
- (47) Willems TM, Witvrouw E, Delbaere K, Philippaerts R, De Bourdeaudhuij I, De Clercq D. Intrinsic risk factors for inversion ankle sprains in females--a prospective study. *Scand J Med Sci Sports* 2005 Oct;15(5):336-345.
- (48) Tinetti ME, Williams CS. The effect of falls and fall injuries on functioning in community-dwelling older persons. *J Gerontol A Biol Sci Med Sci* 1998 Mar;53(2):M112-9.
- (49) Legters K. Fear of falling. *Phys Ther* 2002 Mar;82(3):264-272.
- (50) Suzuki M, Ohyama N, Yamada K, Kanamori M. The relationship between fear of falling, activities of daily living and quality of life among elderly individuals. *Nurs Health Sci* 2002 Dec;4(4):155-161.
- (51) Lach HW. Incidence and risk factors for developing fear of falling in older adults. *Public Health Nurs* 2005 Jan-Feb;22(1):45-52.
- (52) Cumming RG, Salkeld G, Thomas M, Szonyi G. Prospective study of the impact of fear of falling on activities of daily living, SF-36 scores, and nursing home admission. *J Gerontol A Biol Sci Med Sci* 2000 May;55(5):M299-305.
- (53) Fong SS, Lee VY, Pang MY. Sensory organization of balance control in children with developmental coordination disorder. *Res Dev Disabil* 2011 Nov-Dec;32(6):2376-2382.
- (54) Murphy SL, Williams CS, Gill TM. Characteristics associated with fear of falling and activity restriction in community-living older persons. *J Am Geriatr Soc* 2002 Mar;50(3):516-520.
- (55) Lach HW, Parsons JL. Impact of fear of falling in long term care: an integrative review. *J Am Med Dir Assoc* 2013 Aug;14(8):573-577.
- (56) Cofre Lizama LE, Pijnappels M, Faber GH, Reeves PN, Verschueren SM, van Dieen JH. Age effects on mediolateral balance control. *PLoS One* 2014 Oct 28;9(10):e110757.
- (57) Pasma JH, Bijlsma AY, van der Bij MD, Arendzen JH, Meskers CG, Maier AB. Age-related differences in quality of standing balance using a composite score. *Gerontology* 2014;60(4):306-314.
- (58) Hyungeun, Ha, PT, MS, Kihun, Cho, PT, PhD, Wanhee, Lee, PT, PhD. Reliability of the Good Balance System ® for Postural Sway Measurement in Poststroke Patients. *J Phys Ther Sci* 2014;26(1):121.

- (59) Ceria-Ulep CD, Grove J, Chen R, Masaki KH, Rodriguez BL, Donlon TA, et al. Physical Aspects of Healthy Aging: Assessments of Three Measures of Balance in Middle-Aged and Older Adults. *Curr Gerontol Geriatr Res* 2010 December 31;2010.
- (60) M. Karlberg. The neck and human balance: a clinical and experimental approach to "cervical vertigo". Lund: Dept. of Otorhinolaryngology, Head and Neck Surgery, University Hospital of Lund.; 1995.
- (61) Le Clair K, Riach C. Postural stability measures: what to measure and for how long. *Clin Biomech (Bristol, Avon)* 1996 Apr;11(3):176-178.
- (62) Guerraz M, Yardley L, Bertholon P, Pollak L, Rudge P, Gresty MA, et al. Visual vertigo: symptom assessment, spatial orientation and postural control. *Brain* 2001 Aug;124(Pt 8):1646-1656.
- (63) Li R, Wang N, Yan X, Wei K. Comparison of postural control between healthy subjects and individuals with nonspecific low back pain during exposure to visual stimulus. *Chin Med J (Engl)* 2014;127(7):1229-1234.
- (64) Cusin FS, Gananca MM, Gananca FF, Gananca CF, Caovilla HH. Balance Rehabilitation Unit (BRU) posturography in Meniere's disease. *Braz J Otorhinolaryngol* 2010 Sep-Oct;76(5):611-617.
- (65) Grigorova V, Ivanov I, Stambolieva K. Effect of sensory inputs alteration and central sensory disinteraction on postural sway and optokinetic reflex maintaining simultaneously body balance. *Acta Physiol Pharmacol Bulg* 2001;26(3):177-180.
- (66) Vuillerme N, Teasdale N, Nougier V. The effect of expertise in gymnastics on proprioceptive sensory integration in human subjects. *Neurosci Lett* 2001 Sep 28;311(2):73-76.
- (67) Hay L, Bard C, Fleury M, Teasdale N. Availability of visual and proprioceptive afferent messages and postural control in elderly adults. *Exp Brain Res* 1996 Feb;108(1):129-139.
- (68) Teasdale N, Simoneau M. Attentional demands for postural control: the effects of aging and sensory reintegration. *Gait Posture* 2001 Dec;14(3):203-210.
- (69) Lafond D, Corriveau H, Hebert R, Prince F. Intrasession reliability of center of pressure measures of postural steadiness in healthy elderly people. *Arch Phys Med Rehabil* 2004 Jun;85(6):896-901.
- (70) Birmingham TB. Test-retest reliability of lower extremity functional instability measures. *Clin J Sport Med* 2000 Oct;10(4):264-268.
- (71) Björk J. Multipla test. *Praktisk statistik för medicin och hälsa* Stockholm: Liber AB; 2011. p. 171--173.



LUNDS UNIVERSITET
Medicinska fakulteten

Institutionen för hälsa, vård och
 samhälle

INFORMATIONSBREV

2014-09

Information till undersökningsperson

Visuell desinformation och posturalt svaj - en randomiserad kontrollerad pilotstudie på friska individer

Du tillfrågas om deltagande i ovanstående studie. Studien ingår som ett examensarbete i fysioterapeutprogrammet. Syftet med studien är att undersöka hur kroppens centrum rör sig i förhållande till understödet. Mätningarna kommer att utföras med olika synintryck, med fast och mjukt underlag och med eller utan huvudrotationer. Vi använder oss av en kraftplatta som Du står på 30s vid varje mätning. Testerna beräknas inte ge upphov till något obehag, men Du kan bli lite snurrig. Vi finns hela tiden till hands för att se till Din säkerhet.

Testerna beräknas ta cirka 30 min och genomförs av fysioterapeutstudenterna Julia Johannesson och Lisabet Landgren. Vi håller till på rörelselabbet på Health Sciences Centre, Baravägen 3 i Lund.

För att medverka i studien skall Du vara 18-65 år, vid egenrapporterad god hälsa, och uppleva dig kunna förstå instruktionerna för testet. Du skall inte ha balans- och/eller yrselproblematik, nyförvärvad skada i höft, knä eller fot sedan de senaste två månaderna, okorrigerad långsynthet/långsynthet korrigerad med glasögon, nackproblem, pågående medicinering som kan påverka balansen eller orsaka yrsel.

Med Din tillåtelse vill vi gärna dokumentera testvärden samt personuppgifter. Dokumenten kommer att förvaras inlåst så att ingen obehörig kan ta del av den. Efter att arbetet har slutförts förvaras materialet i ett år och förstörs därefter.

Deltagandet är helt frivilligt och Du kan avbryta när som helst utan att ange någon orsak eller med några konsekvenser. Resultatet av vår studie kommer att redovisas så att Du inte kan identifieras.

Om Du har några frågor eller vill veta mer, ring eller skriv gärna till oss, vår handledare. Med vänlig hälsning,

Julia Johannesson, kandidatstudent
 Tfn: 0707-986898
 E-post: julia.johannesson.704@student.lu.se

Lisabet Landgren, kandidatstudent
 Tfn: 0735-339479
 E-post: lisabet.landgren.005@student.lu.se

Eva Ekvall-Hansson, handledare
 Institutionen för hälsovetenskaper
 Box 157
 221 00 Lund
 Tfn: 040-391358
 e-post: eva.ekvall-hansson@med.lu.se

Samtyckesblankett

Jag har tagit del av informationen om ”Visuell desinformation och posturalt svaj - en randomiserad kontrollerad pilotstudie på friska individer”.

Jag har också tagit del av informationen att deltagandet är frivilligt och att jag kan avbryta när som helst utan att ange någon orsak eller med några konsekvenser.

Härmed intygar jag att jag uppfyller kraven för att delta i studien, samt ger mitt samtycke till att mitt posturala svaj blir mätt och att värdena dokumenteras tillsammans med personuppgifter.

Underskrift av undersökningsperson

Underskrift av student

Ort, datum

Ort, datum

Underskrift

Underskrift

Telefonnummer

Telefonnummer

Testprotokoll

Ålder:

Kön:

Längd:

Vikt:

Skostorlek:

		Seende	Blundandes	Glasögon utan motiv	Videoglasögon med skarpt motiv
Fast underlag Stilla	ML				
	AP				
Fast underlag Huvudrotation	ML				
	AP				
Foam Stilla	ML				
	AP				
Foam Huvudrotation	ML				
	AP				

ML: Mediolateralt svaj

AP: Anteriposteriort svaj

Frågor:

1. Upplevdes någon testsituation som svårare än de andra? I sådana fall vilken/vilka?
2. Upplevdes något par glasögon svårare än det andra? I sådana fall vilket par?

Testförfarande

Mätningar utförs enligt slumplista.

Position

Fötterna ställs enligt upptejpad markering på kraftplattan/skumkudden. Hämlarna placeras på uppritat streck, och pektårna på tejpén, så att fötterna hamnar i 30° utåtställning. Händerna hålls knäppta framför kroppen, med avslappnade armar.

Huvudrotationer utförs i takt med att försökspersonen tyst, för sig själv räknar "Ettusenett, ettusentvå, ettusentre..." på varje vänsterrotation. Försökspersonen får prova detta moment före första mätningen med rotationer.

Instruktioner inför testet:

Försökspersonen får dricka ett glas vatten och läsa igenom informationen till försökspersoner, samt signera en samtyckesblankett. Testledarna fyller i personinformation i testprotokollet.

"Jag vill att du sätter hämlarna på strecken, och pektårna på tejpén. Knäpp dina händer framförkroppen och låt dem hänga där. Jag kommer att ställa in din nacke och vill att du håller den positionen under mätningen. Försök att stå så stilla du kan under mätningarna. Varje mätning tar 30s och börjar när jag säger 'Mätningen börjar nu.'. Under mätningarna ska det vara helt tyst, du ska undvika att prata."

"Har du några frågor?"

Inför varje mätning ges instruktioner för det testmomentet. Instruktionen avslutas med frågan "Är du redo?". Om svaret är "Ja." startas mätningen. När mätningen tryckts igång räknar programmet ner från tre, till det att mätningen verkligen börjar. Under nedräkning ges instruktionen "Mätningen börjar nu." med "nu" på nummer ett i nedräkningen.

Instruktioner vid de olika testmomenten:

1. EoHS - Startpunkt 1

"Jag vill att du står så stilla du kan och tittar på punkten på väggen. Är du redo?"

2. EcHS

"Jag vill att du står så stilla du kan och blundar. Är du redo?"

3. EoHR

"Jag vill att du står så stilla du kan, samtidigt som du vrider på huvudet till höger och vänster. Vid varje vänstervridning räknar du, tyst för dig själv, till en sekund enligt 'Ettusenett, ettusentvå, ettusentre, osv'. Låt blicken följa näsans riktning under rörelsen. Är du redo?"

4. EcHR

"Jag vill att du står så stilla du kan, samtidigt som du vrider på huvudet till höger och vänster. Vid varje vänstervridning räknar du, tyst för dig själv, till en sekund enligt 'Ettusenett, ettusentvå, ettusentre, osv'. Blunda under hela mätningen. Är du redo?"

5. EoaHR - Startpunkt 2

“Jag vill att du står så stilla du kan, samtidigt som du vrider på huvudet till höger och vänster. Vid varje vänstervridning räknar du, tyst för dig själv, till en sekund enligt ‘Ettusenett, ettusentvå, ettusentre, osv’. Titta inuti glasögonen under hela mätningen. Är du redo?”

6. EobHR

“Jag vill att du står så stilla du kan, samtidigt som du vrider på huvudet till höger och vänster. Vid varje vänstervridning räknar du, tyst för dig själv, till en sekund enligt ‘Ettusenett, ettusentvå, ettusentre, osv’. Titta på motivet under hela mätningen. Är du redo?”

7. EoFS

“Jag vill att du står så stilla du kan och tittar på punkten på väggen. Är du redo?”

8. EcFS

“Jag vill att du står så stilla du kan och blundar. Är du redo?”

9. EoFR - Startpunkt 3

“Jag vill att du står så stilla du kan, samtidigt som du vrider på huvudet till höger och vänster. Vid varje vänstervridning räknar du, tyst för dig själv, till en sekund enligt ‘Ettusenett, ettusentvå, ettusentre, osv’. Låt blicken följa näsans riktning under rörelsen. Är du redo?”

10. EcFR

“Jag vill att du står så stilla du kan, samtidigt som du vrider på huvudet till höger och vänster. Vid varje vänstervridning räknar du till en sekund enligt ‘Ettusenett, ettusentvå, ettusentre, osv’. Blunda under hela mätningen. Är du redo?”

11. EoaFR

“Jag vill att du står så stilla du kan, samtidigt som du vrider på huvudet till höger och vänster. Vid varje vänstervridning räknar du till en sekund enligt ‘Ettusenett, ettusentvå, ettusentre, osv’. Titta inuti glasögonen under hela mätningen. Är du redo?”

12. EobFR

“Jag vill att du står så stilla du kan, samtidigt som du vrider på huvudet till höger och vänster. Vid varje vänstervridning räknar du, tyst för dig själv, till en sekund enligt ‘Ettusenett, ettusentvå, ettusentre, osv’. Titta på motivet under hela mätningen. Är du redo?”

Eo = eyes open

Ec = eyes closed

Eoa = eyes open goggle A

Eob = eyes open goggle B

H = hard surface

F = foam

R = rotation

S = still

Frågor från protokollet ställs till försökspersonen efter mätningarna.

Tomt extraprotokoll finns tillhanda ifall försökspersonen vill ha sina värden med sig hem.

Slumplista

- 1 = Eyes open, fast underlag, stilla nacke.
2 = Galsögon A, fast underlag, huvudrotation.
3 = Eyes open, fast underlag, huvudrotation.

Set #1:
3, 1, 2

Set #11:
3, 1, 2

Set #2:
2, 3, 1

Set #12:
3, 2, 1

Set #3:
2, 1, 3

Set #13:
1, 3, 2

Set #4:
2, 1, 3

Set #14:
3, 1, 2

Set #5:
1, 2, 3

Set #15:
1, 2, 3

Set #6:
1, 2, 3

Set #16:
1, 2, 3

Set #7:
3, 2, 1

Set #17:
3, 2, 1

Set #8:
3, 2, 1

Set #18:
2, 3, 1

Set #9:
3, 1, 2

Set #19:
1, 3, 2

Set #10:
1, 3, 2

Set #20:
1, 3, 2