



Institutionen för hälsovetenskaper
Fysioterapeutprogrammet

Utbildningsprogram
i fysioterapi 180 hp

Examensarbete 15 hp
Våren 2019

Att hålla balansen på tåget
- En pilotstudie kring mätning med samstämnda accelerometrar på person och tåg

Författare

Anna Blom
Jennica Ivesand
Fysioterapeutprogrammet
Lunds universitet
an0162bl-s@student.lu.se
je3442iv-s@student.lu.se

Handledare

Eva Ekvall Hansson
docent i fysioterapi
HSC, Baravägen 3, Lund
eva.ekvall-hansson@med.lu.se

Examinator

Anita Wisén, docent i fysioterapi
HSC, Baravägen 3, Lund
anita.wisen@med.lu.se

Innehållsförteckning

Sammanfattning	2
Abstract	3
Begrepp	4
Bakgrund	5
<i>Posturalt svaj</i>	5
<i>Sinnen som påverkar det posturala svajet</i>	5
<i>Förändrade förutsättningar</i>	6
<i>Fall</i>	6
<i>Mätmetoder</i>	7
Syfte	8
Frågeställningar	8
Etikansökan	8
Material och metod	9
<i>Deltagare</i>	9
<i>Stillastående svajmätning</i>	9
<i>Mätning av deltagarnas och tågets acceleration</i>	9
<i>Datahantering</i>	10
Resultat	12
<i>Deltagarnas lutning</i>	13
<i>Tidsintervallens betydelse för förmågan att hålla balansen</i>	14
Diskussion	16
<i>Sammanfattning huvudsakliga fynd</i>	16
<i>Resultatdiskussion</i>	16
<i>Metoddiskussion</i>	17
<i>Kliniska implikationer</i>	17
<i>Implikationer för framtida studier</i>	17
<i>Konklusion</i>	18
<i>Intressekonflikt</i>	18
Referenser	19
Bilaga 1	21
Bilaga 2	22
Bilaga 3	23

Att hålla balansen på tåget

- En pilotstudie kring mätning med samstämda accelerometrar på person och tåg

Sammanfattning

Bakgrund. Med hjälp av information från olika sinnen till centrala nervsystemet sker hela tiden korrigeringar av kroppens position för att hålla kroppens samlade tyngdpunkt innanför understödsytan och därigenom bibehålla balansen. Dessa korrigeringar medför att kroppen ständigt är i rörelse innanför understödsytan; så kallat posturalt svaj. Det posturala svajet påverkas av förändrad muskeltonus, sensoriska perceptionella nedsättningar och sekundärt också av muskuloskeletala problem. Därmed försämras balansen vid stigande ålder samt vid skador och sjukdomar.

För att nå delaktighet i samhället är det viktigt att rehab/hab resulterar i möjligheten att återgå till tidigare arbete och fritidsaktiviteter där möjligheten att själv kunna ta sig dit med kommunala transportmedel kan vara en förutsättning.

Syfte. Syftet med studien var att undersöka möjligheten att mäta acceleration på både deltagare och tåg samtidigt samt att ge underlag för vidare utveckling av algoritmer till detta ändamål. Syftet var även att beskriva posturalt svaj i stillastående på fast underlag och acceleration i stående under resa med tåg hos en liten grupp friska personer.

Studiedesign. Explorativ tvärsnittsstudie

Material och metod. Mätning av posturalt svaj gjordes i stillastående och acceleration under tågresan på 16 friska försökspersoner i åldrarna 22-68 år. Deltagarnas och tågets acceleration mättes med treaxlade accelerometrar.

Resultat. Mätningar av detta slag går att genomföra. Stora förändringar i deltagarnas acceleration och lutning kunde ses under tågresan. Störst skillnad mellan de lägsta och högsta värdena kunde ses under den del av resan när deltagarna lyckades hålla balansen. Tappad balans skedde nästan uteslutande vid deceleration, framförallt till tågets stillastående och sågs främst då personernas lutning var låg dvs då tågets rörelser inte parerades.

Slutsats. Mätningar av detta slag går att genomföra men metod samt datahantering behöver utvecklas och förbättras. Deltagarna tappade balansen framförallt när tåget bromsade in för att stanna.

Nyckelord: postural balans, posturalt svaj, accelerometer, acceleration, resa med tåg

Keeping the balance on the train

A pilot study about measurement with coordinated accelerometers on person and train

Abstract

Background. With the help of information from different senses to the central nervous system the body will continually correct its' position in order to maintain the center of mass within the base of support and thereby keep the balance. These corrections cause constant movements of the body within the base of support. These movements are called postural sway. Postural sway is affected by changes in muscle tone, sensory and perceptual impairments and secondarily by musculoskeletal problems. As such, balance will deteriorate along with increasing age, injuries and diseases.

In order to participate in society it is important that rehabilitation/habilitation results in the possibility of returning to the former work and leisure activities where the ability of travelling all by oneself with public transportation might be necessary.

Aim. The aim of this study was to examine the possibility to measure acceleration in participants and train at the same time and to bring a foundation for further development of algorithms for this purpose. The aim was furthermore to describe postural sway in normal standing on solid ground and the acceleration while standing during a train trip within a small group of healthy subjects.

Design. Explorative crosssectional study

Materials and methods. Postural sway was measured in normal standing and acceleration during a train trip among 16 healthy subjects aged 22-68 years. The acceleration of the subjects and the train was measured with triaxial accelerometers.

Results. Measurements of this kind is possible to carry out. Substantial changes in the acceleration and the inclination of the subjects were observed during train travel. The largest differences between the lowest and highest values were seen during the part of the travel where the subjects managed to keep the balance. Overbalancing almost always occurred at deceleration, especially when the train slowed down to standstill, and was above all seen when the inclination of the participants was small, that is when the motions of the train were not fended off.

Conclusion. It is possible to carry out measurements like this, but methods and processing of data need to be developed and improved. The participants overbalanced especially when the train slowed down to standstill.

Key words: postural balance, postural sway, accelerometer, acceleration, travelling by train

Begrepp

Acceleration innebär förändring i hastighet, mäts i m/s^2 och beskriver deltagarnas/tågets förändring i hastighet per sekund. Acceleration kan vara både positiv och negativ. En negativ acceleration, dvs inbromsning kallas även för deceleration.

AP -anteroposterior

ML - mediolateral

BOS -Base of Support, understödsyta

COM -Center of Mass, kroppens samlade tyngdpunkt

Tappad balans - när deltagaren tvingades ta ett steg åt sidan eller ta för sig för att återfå balansen

Bakgrund

För att hålla balansen krävs det att center of mass (COM), kroppens samlade tyngdpunkt, håller sig inom understödsytan. I ett läge där COM är på väg att hamna utanför denna och gravitationen skulle göra att man föll har den mänskliga kroppen ett system för att bibehålla, uppnå eller återfå balansen. Detta kallas postural kontroll och påverkas av individen själv, dess aktivitet och omgivning (1). Information från olika sinnen, i huvudsak syn, proprioception och det vestibulära organet, tas emot av CNS som ständigt korrigerar kroppens position med hjälp av feedforward och feedback. Feedforward-systemet förbereder kroppen för de rörelser som ska ske medan feedback-systemet korrigerar under rörelsens gång. Dessa korrigeringar resulterar i att vi hela tiden är i rörelse även vid stillastående och är en förutsättning för att hålla balansen. Denna rörelse kallas posturalt svaj (2).

Posturalt svaj

Vilken hållning en person har, dvs hur kroppsdelarna är positionerade gentemot varandra, avgör vilken ansträngning som krävs för att hålla kroppen upprätt mot gravitationen (3). Vid bibehållen balans rör sig tyngdpunkten hela tiden innanför understödsytan. Posturalt svaj är alltså en beskrivning av hur mycket COM rör sig i förhållande till base of support (BOS) och är en del av den posturala kontrollen. Vi svajar mer i anteroposterior- än i mediolateral riktning. Detta beror bl a på att den mediolaterala rörligheten i knä- och fotled är begränsad (3).

När man bedömer balans och eventuell fallrisk med hjälp av posturalt svaj är det viktigt att man tittar på en kombination av parametrar såsom svajmönster, svajarea och svajhastighet. Vid nedsatt balans ökar den tid och sträcka svajet sker i en riktning, innan den korrigeras (4). Det posturala svajet påverkas av förändrad muskeltonus, sensoriska- och perceptuella nedsättningar och sekundärt också av muskuloskeletal problem (3).

Sinnen som påverkar det posturala svajet

Det vestibulära organet sitter i innerörat och består av hinnsäckarna utriculus och sacculus samt tre bäggångar. Bäggångarna är fyllda med vätska, endolymfa. I ena änden av varje bäggång finns en utbuktning, ampulla som innehåller hårceller, stereocilier. Änden av hårcellerna sticker ut i en gelémassa, cupula som täcker bäggångens öppning likt en svängdörr. När vi rör på huvudet rör sig gelémassan, hårcellerna registrerar rörelsen och skickar den informationen till CNS. De tre bäggångarna ligger i olika plan och kan därmed registrera huvudets alla rörelser. Bäggångarna ger även CNS den information som behövs för att styra ögonen (5, 6).

På samma sätt som bäggångarna, registrerar hinnsäckarna rörelser genom hårceller. Det som skiljer är att gelémassan i hinnsäckarna innehåller kristaller av kalciumkarbonat, sk otolither. Dessa kristaller påverkar geléns densitet och gör den trögare. När vi rör på huvudet påverkas gelémassan av gravitationskraften. Hinnsäckarnas funktion är därmed att registrera huvudets position samt linjär acceleration, det som uppstår när exempelvis tåget börjar rulla (5, 6).

För att hålla oss upprätta krävs även en ständig muskelaktivitet. Proprioceptiv information (kroppsdelarnas position, rörelse, tryck etc) från mekanoreceptorer i muskler, leder och hud skickas till CNS som korrigerar muskelspänningen efter behov. Mekanoreceptorer i huden under foten har stor betydelse för vår förmåga att hålla balansen eftersom bristande känsel gör att vi tappar uppfattningen om BOS (7).

Det visuella systemet ger info om var vi befinner oss i relation till vår omgivning och tolkas utifrån vår tidigare erfarenhet. Synen gör att vi kan ändra steglängd och t ex bedöma när föremål som rör sig kommer att nå oss (7). Informationen från de olika sinnen har olika stor betydelse beroende på situation, omgivning samt individens förutsättningar (3), se figur 1.



Figur 1. Modell över delar som påverkar balansen (8).

Förändrade förutsättningar

När något av systemen som skickar information om kroppens position förändras, ändras förutsättningarna och därmed vår balansförmåga. Vid neurologisk skada/sjukdom påverkas vävnad i hjärnan i olika grad och därmed dess ledningssystem (3). Följden kan bli reducerad muskelstyrka och uthållighet, minskad koordination samt att sensorik, perception och kognition påverkas (7). Även om vävnad i hjärnan förstörs kan specifik träning göra att nervbanorna i hjärnan repareras eller hittar nya vägar så att tidigare förlorad funktion helt eller delvis kan återhämtas/återinläras (9).

Åldrande ger förändringar i det muskuloskeletala- och neuromuskulära systemet. Mellan 30-80 års ålder sker en minskning av den maximala muskelstyrkan, framförallt i nedre extremitet där man har kunnat se en minskning med så mycket som 40% (3, 10). Detta innebär även att musklerna tröttnas ut snabbare, reaktionsförmågan minskar och den muskulära responsen sker långsammare (3). Förändringarna sker till en början långsamt för att sedan öka i takt med stigande ålder. Man har kunnat se att äldre kvinnor har längre reaktionstid än män samt att antal och diameter av snabba muskelfibrer är mindre (11). Ökad ålder ger även en försämrad rörlighet i lederna vilket påverkar gånghastighet, steglängd och medrotation (3). Utöver detta ger nedsatt syn ytterligare påverkan på gångkvaliteten (7). Förändringar i det posturala svajet blir till följd av dessa fysiologiska förändringar mer uttalat hos personer över 60 år där svajhastigheten relativt sett ökar mer än svajarean (12).

En studie om svaj vid dynamiska rörelser såsom uppresning samt knäböj, visar att äldre kvinnor tenderar att svaja mer än äldre män (11). En annan studie där man gjort statistiska mätningar visar däremot att äldre män tenderar att svaja mer än äldre kvinnor. Trots detta klarade männen i större utsträckning av att hålla balansen vid tandemstående (13).

Fall

En tredjedel av alla över 65 år faller varje år och ca 70 000 fall kräver sjukhusvård. Förutom kostnaden för samhället bidrar fallolyckor till stort personligt lidande (3, 14). Det är vanligt att personer med nedsatt balans begränsar sig i vardagen och undviker fysisk aktivitet (3). Vi blir idag äldre och mer aktiva längre upp i åldrarna. Antalet personer över 65 år i Sverige har ökat med 17% mellan 2010-2018 och enligt prognosen kommer antalet personer i denna åldersgrupp inom kommande åttaårsperiod att öka med ytterligare 10% (15).

Statistik från folkhälsomyndigheten visar även att andelen individer som insjuknat i stroke 2006-2017 har minskat i åldern 45 år och uppåt. Däremot ökade under samma tidsintervall antalet insjuknade i åldern 15-29 år med 38% (16). Unga vuxna som drabbas av en skada eller sjukdom som påverkar balansen utsätts för en ökad fallrisk under en längre period och har många gånger ett aktivt liv med arbete, familj och fritid att upprätthålla eller komma tillbaka till (17). Sammantaget visar detta att antalet personer med nedsatt balans och i behov av fallprevention stadigt ökar och kommer ställa höga krav på vården i framtiden

Mätmetoder

Mätningar av det posturala svajet kan användas för att utvärdera fallpreventiva insatser genom att bedöma fallrisk och funktionsförmåga. Studier visar att framförallt ökat mediolateralt svaj ökar risken för fall (18).

Tidigare har golden standard för att mäta posturalt svaj varit att använda en kraftplatta som genom att registrera fötternas tryckpunkt, center of pressure (COP), mäter det posturala svajet. (18). Dessa mätningar har vanligtvis skett i laboratoriemiljö (19). För att möjliggöra mätningar av det posturala svajet i vardagliga miljöer har studier gjorts med accelerometrar som mätinstrument. En accelerometer mäter kroppens acceleration utifrån ett antal axlar med utgångspunkt från det ställe där accelerometern är fäst; oftast i höjd med COM. En treaxlad accelerometer mäter utifrån tre axlar; uppåt/nedåt (gravitationen), åt sidorna (ML) och framåt/bakåt (AP).

Snubblometer® är en accelerometer utvecklad av Infonomy AB i Lund för att mäta användarens aktivitet (bl a förändringar i gång- och rörelsemönster) och fästs på låret (20). Den har även visat sig vara valid och reliabel för att mäta en persons balansförmåga; det posturala svajet i stillastående (21).

Rehab/hab handlar ofta om att återgå till eller bibehålla tidigare aktivitetsnivå och delaktighet i samhället. Kollektivtrafiken som färd sätt gör att du kan resa utan att vara beroende av exempelvis färdtjänst. När man åker tåg ökar de yttre påfrestningarna och därmed behovet av korrigeringar för att upprätthålla balansen. Mätningar med accelerometrar har vanligtvis skett på fast underlag. I denna uppsats vill vi undersöka hur yttre påfrestningar påverkar balansen.

Syfte

Syftet med den här studien var att undersöka möjligheten att mäta acceleration på både deltagare och tåg samtidigt samt att ge underlag för vidare utveckling av algoritmer till detta ändamål. Syftet var även att beskriva posturalt svaj i stillastående på fast underlag och acceleration i stående under resa med tåg hos en liten grupp friska personer.

Frågeställningar

- Kan vi med accelerometrar mäta acceleration för både deltagare och tåg samtidigt?
- Vad händer med deltagarens och tågets acceleration när man tappar balansen, respektive när man inte tappar balansen?
- Hur stor är lutningen anteroposteriort respektive mediolateralt i de olika sekvenserna?

Etikansökan

Ingen etikansökan krävs eftersom studien görs som ett examensarbete på kandidatnivå och med friska individer (22). Alla personer i studien deltog frivilligt och samtycke lämnades skriftligt innan testerna påbörjades (Se deltagarinformation, bilaga 1).

Material och metod

Deltagare

Vid rekryteringen av deltagare gjordes ett bekvämlighetsurval med kriteriet att deltagaren inte skulle ha någon nuvarande balansstörning. Sexton personer deltog i studien, fyra män och 12 kvinnor. Medianåldern (min-max) var 32 år (22-68 år) och medianlängden 167,5 cm (154-183 cm). Åtta personer åkte sällan eller aldrig tåg, sex personer åkte tåg 0,5-2 dagar i veckan och två personer var vana tågresenärer som åkte fem dagar/v. Två personer uppgav att de aldrig tränar, fem personer tränade 1-3 gånger i veckan och nio personer tränade 4-7 gånger i veckan.

På grund av en datamiss skedde ett bortfall av en mätning i stillastående och i efterhand visade det sig att den ena sensorn på en av accelerometrarna som användes vid mätningen på tåget inte hade fungerat som den skulle trots tidigare tester med lyckat resultat. Detta gav oss ett bortfall på 10 mätningar. Kvarvarande undersökningsgrupp bestod således av sex personer; tre män och tre kvinnor. En sammanställning av deltagarna gav medianvärden samt min- och maxvärden för ålder 28,5 år (22-68 år), längd 172 cm (163-183 cm), antal träningstillfällen/vecka 4,5 ggr (0-7 ggr/v) samt antal tågresor/v 0,75 ggr (0-5 ggr/v).

Stillastående svajmätning

Vid mätning i stillastående användes en Snubblometer®, utvecklad av Infonomy AB. Det är en nioaxlad så kallad inertial measurement unit (IMU) som presenterar mätvärden i m/s. Just denna Snubblometer® (balanssticka) mäter enbart posturalt svaj då det är en prototyp på den Snubblometer® som fästs på låret, men har samma funktion när det kommer till att mäta balans och är valid och reliabel för detta ändamål. Snubblometer® fästes i ländryggen i nivå med L4-L5-kotan med ett resårband runt midjan.

Deltagarna stod på en upptejpad markering med 10 cm mellanrum mellan hälar och fötterna utåtrotterade i 30 grader -en position som använts i tidigare studie (21). Deltagarna uppmanades att stå så stilla som möjligt med händerna framför kroppen och den ena handen runt den andra handleden och titta rakt fram på en punkt ca två meter fram. Mätningen gjordes under 30 sekunder och efter avslutad mätning visade Snubblometer® ett nummer som sedan användes för att koppla deltagarna till rätt data. Snubblometer®ns mätresultat räknades om från m/s till mm/s för att kunna jämföra med tidigare gjord studie (21).

Mätning av deltagarnas och tågets acceleration

Vid mätningarna på tåget användes två treaxlade accelerometrar av typen ADXL362, tillverkade av företaget Analog Devices. Den ena accelerometern fästes på samma sätt som vid den stillastående mätningen med resårband i ländryggen och den andra med strips och/eller rem på en ledstång i tågets färdriktning. Dessa var sedan sammankopplade till en stor dosa som på ett minneskort lagrade datan från båda enheterna (bild 1-3). Med ett knapptryck kunde man markera i datan när deltagaren tappade balansen.

För att undvika sensorisk input från händerna stod deltagarna utan att hålla i sig. Deltagarna stod i tågets färdriktning med ledstång nära till hands samt testledare vid sin sida. Målsättningen var att fötterna skulle vara i samma position som vid mätningen i stillastående. En markering i datan gjordes vid de tillfällen som deltagaren behövde ta ett steg, greppa ledstång eller liknande för att återfå balansen. Mätningarna påbörjades när accelerometrarna var på plats och deltagaren intagit position. Mätningens start och sluttid samt antal gånger tåget stannade antecknades.



Bild 1

Bild 2

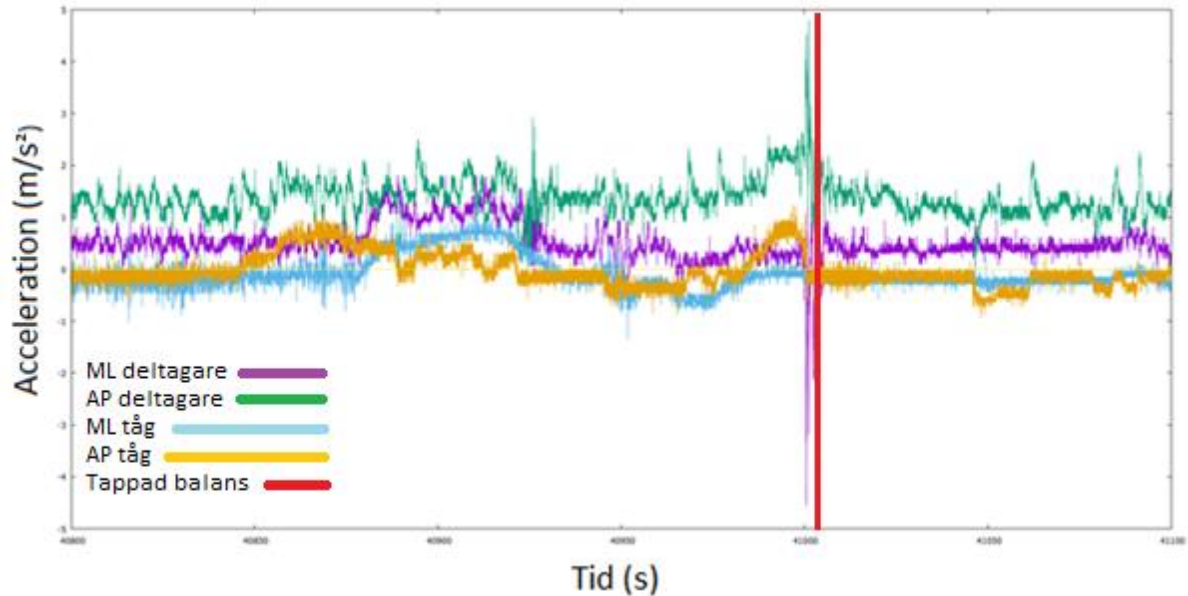
Bild 3

Bild 1. Accelerometrar som användes vid tågresa. Till vänster syns "näsan"; den accelerometer som mätte tågets rörelse och som fästes på tåget i samma färdriktning som deltagaren. I mitten syns den accelerometer som fästes i ländryggen. Båda accelerometrarna var kopplade till en dosa som sammanförde informationen. Bild 2. Deltagarens accelerometer fäst i ländryggen. Bild 3. Tågets accelerometer fäst på en ledstång.

Datahantering

Accelerometrarna som loggade accelerationen under tågresa saknade algoritmer. Först efter mätningarna kunde algoritmer skrivas för att få ut rådatan. Detta gjordes av Simon Bjerkborn, Infonomy. Accelerometrarna registrerade data var femte millisekund vilket för varje deltagare gav oss ca 300 000 rader data per variabel. För att bearbeta datan från Infonomy använde sig författarna av kommandotolkprogrammet Gnuplot (version 5.3, open source-projekt, USA) för att plotta upp datan grafiskt och Excel samt SPSS för att göra beräkningar.

Mätdata för varje persons tågresa plottades i Gnuplot för att få en visuell bild. De parametrar vi plottade var främst deltagarens och tågets acceleration i anteroposterior och mediolateral riktning, samt tidsstämpeln som visade när tappad balans registrerats. Med hjälp av detta zoomades varje tillfälle deltagarna tappade balansen in genom att ett par sekunder innan och efter plottades upp (figur 2). Eftersom tappad balans registrerades manuellt skedde en kort fördröjning mellan tappad balans och registrering. Därför gjordes antagandet att balansen tappades där deltagarens acceleration mediolateralt eller anteroposteriort var som mest uttalad strax innan registreringen i datan. Den exakta tidpunkten letades sedan upp i rådatan och utifrån den gjordes beräkningar på data tre sekunder innan och efter tappad balans. Därefter plockades den datan bort och likadana beräkningar gjordes på kvarvarande data i syfte att få en bild av den del av tågresa där deltagarna lyckats bibehålla balansen.



Figur 2. Plot över 300 s resa med registrerad tappad balans för en deltagare.

Då rådatan plottades i Gnuplot kunde vi se att deltagarnas utgångsläge för acceleration/deceleration låg på olika nivå. För att datan skulle vara mer jämförbar deltagarna emellan och för att filtrera bort högfrekvent brus användes ett låpassfilter (23). Datan låpassfilterades med en filterbredd på 999 punkter. Det innebär att punkt n är medelvärdet för de 500 värdena innan och efter vilket betyder att filtret består av medelvärden av den acceleration som skett under fem sekunder och därmed endast visar de förändringar som skett i stora drag. Filtret för respektive parameter subtraherades från rådatan och kvar fanns därmed de plötsliga förändringar som skett. Detta gav oss en tydligare bild av vad som kunde vara kroppsrörelser och inte permanent lutning. Denna data har sedan använts i samtliga beräkningar.

Deltagarnas lutning angavs i radianer vilket gjorde det möjligt att räkna ut lutningen i grader genom att multiplicera radianerna med 57,32. Ett medianvärde på deltagarnas extremvärden för lutning mediolateralt respektive anteroposteriort räknades ut under resa med bibehållen balans samt de tre sekunder innan deltagarna tappat balansen.

För att se om längden på tidsintervallen då tåget accelererade hade påverkan på om man tappade balansen eller inte gjordes en ny plot. De sekvenser som innebar acceleration respektive deceleration plockades ut ur den plottade rådatan i Gnuplot. Sekvenserna letades sedan upp i datan där filtret subtraherats och beräkningar på min- eller maxvärde gjordes. Datan delades upp i "tappad balans" och "bibehållen balans" och skrevs in i anteckningar för att kunna plottas upp i Gnuplot. Eftersom en deceleration innebär ett positivt värde och acceleration ett negativt tog vi bort de värden som inte stämde överens med detta.

Resultat

För den stillastående mätningen (n=15) uppmättes medianvärdet i mediolateral riktning till 9,15 mm/s med ett min- och maxvärde på 4,49-20,68 mm/s. I anteroposterior riktning uppmättes medianvärdet till 3,96 mm/s med ett min- och maxvärde på 2,44-10,79 mm/s.

I de följande tabellerna (1 och 2) presenteras resultaten av mätningarna på tåget. Tabell 1 visar skillnaden mellan rådata och data med subtraherat filter för sekvenser med bibehållen balans. Mätningarna är totalt sett gjorda under ca 10-15 minuter för vardera person (n=6). Tabell 2 visar skillnaden mellan rådata och data med subtraherat filter för tre sekunder innan tappad balans, vilket skedde vid 12 tillfällen. Tabellerna anger medianvärdet för respektive variabel. Datan med subtraherat filter är jämnare fördelad kring nollstrecket; framförallt den anteroposteriora accelerationen för deltagarna. Deltagarna har en större spridning i sin acceleration vid resan med bibehållen balans än under de tre sekunderna innan tappad balans.

Tabell 1. Jämförelse mellan rådata och data där filtret subtraherats för resa med bibehållen balans. Medianvärden av deltagarnas (n=6) och tågets min- och maxvärde i acceleration (värden under 0) och deceleration (värden över 0) i m/s², samt dess spridning.

	min		max		spridning	
	<i>rådata</i>	<i>filter subtraherat</i>	<i>rådata</i>	<i>filter subtraherat</i>	<i>rådata</i>	<i>filter subtraherat</i>
AP deltagare	-1,39	-3,1	5,63	3,11	7,4	6,22
AP tåg	-1,19	-0,72	1,37	0,87	2,52	1,59
ML deltagare	-3,66	-3,87	3,36	3,66	9,02	7,05
ML tåg	-1,34	-1,16	1,42	1,57	2,76	3,2

AP anteroposterior, ML mediolateral

Tabell 2. Jämförelse mellan rådata och data där filtret subtraherats tre sekunder innan tappad balans (n=12). Medianvärden av deltagarnas (n=6) och tågets min- och maxvärde i acceleration (värden under 0) och deceleration (värden över 0) i m/s², samt dess spridning.

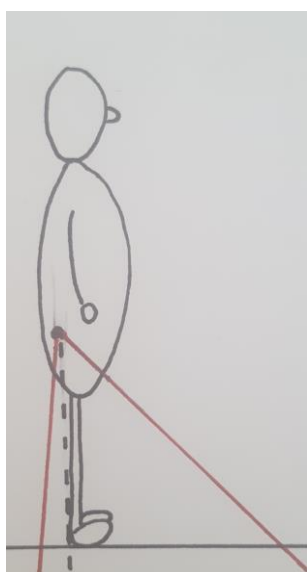
	min		max		spridning	
	Rådata	filter subtraherat	rådata	filter subtraherat	rådata	Filter subtraherat
AP deltagare	0,32	-1,65	5,39	3,25	4,55	4,92
AP tåg	-0,41	-0,5	0,89	0,46	1,12	0,9
ML deltagare	-1,57	-3,29	3,2	2,52	4,86	4,84
ML tåg	-0,42	-0,29	0,33	0,27	0,58	0,57

AP anteroposterior, ML mediolateral

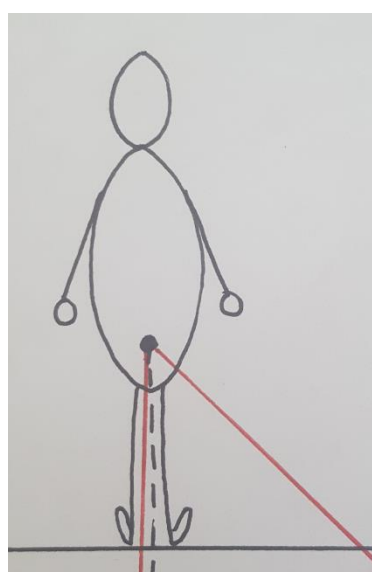
Deltagarnas lutning

I figur 3-6 beskrivs medianvärden för extremvärdena i deltagarnas (n=6) lutning i anteroposterior respektive mediolateral riktning under tågresan. Vinklarna i grader utgår från COM eftersom det var där accelerometern var fäst. Förändringen av deltagarnas lutning är markant större under den del av resan som skedde med bibehållen balans jämfört med lutningen då deltagarna tappade balansen. Som framgår av fig 4 är den mediolaterala lutningen betydligt större åt höger än åt vänster under den del av resan som skedde med bibehållen balans. Även i denna data har tidigare nämnt filter subtraherats (fig 3-6).

Figur 3-4. Lutning i grader vid bibehållen balans (ca 10-15 min mätning)

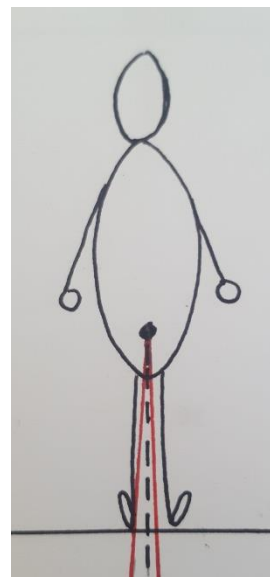
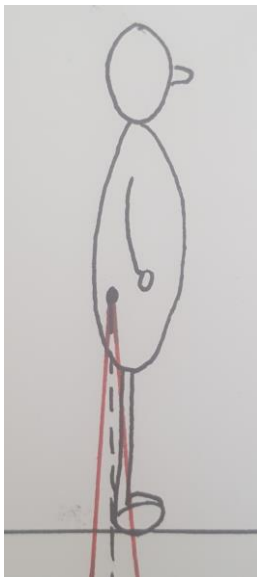


Figur 3. Posterior lutning 8°, anterior lutning 43,6°
Vinkeln utgår från COM, L4-L5



Figur 4. Mediolateral lutning 2,3° respektive 45,9°

Figur 5-6. Lutning i grader 3 sekunder innan tappad balans (n=12)

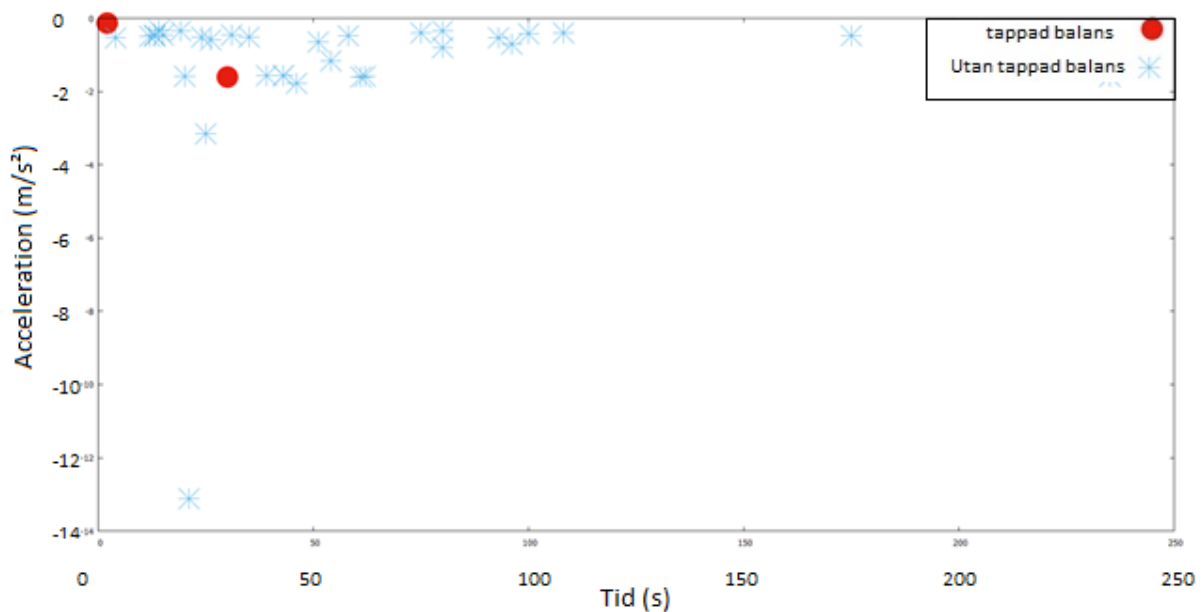


Figur 5. Posterior lutning 4,6°, anterior lutning 4,3°. Figur 6. Mediolateral lutning 1,7° respektive 2,9°

Tidsintervallens betydelse för förmågan att hålla balansen

Tillsammans tappade deltagarna balansen vid 12 tillfällen varav 10 skedde vid deceleration. Figur 7 visar tågets acceleration anteroposteriort och vilka tillfällen som inneburit tappad respektive bibehållen balans. Två tillfällen sticker ut; den första där deltagaren tappat balansen vid låg acceleration med maxvärde på 0,54m/s² och som skedde under endast fyra sekunder. Den andra där accelerationen varit hög med maxvärde på 13,11m/s² under 21 sekunder och deltagaren inte tappat balansen.

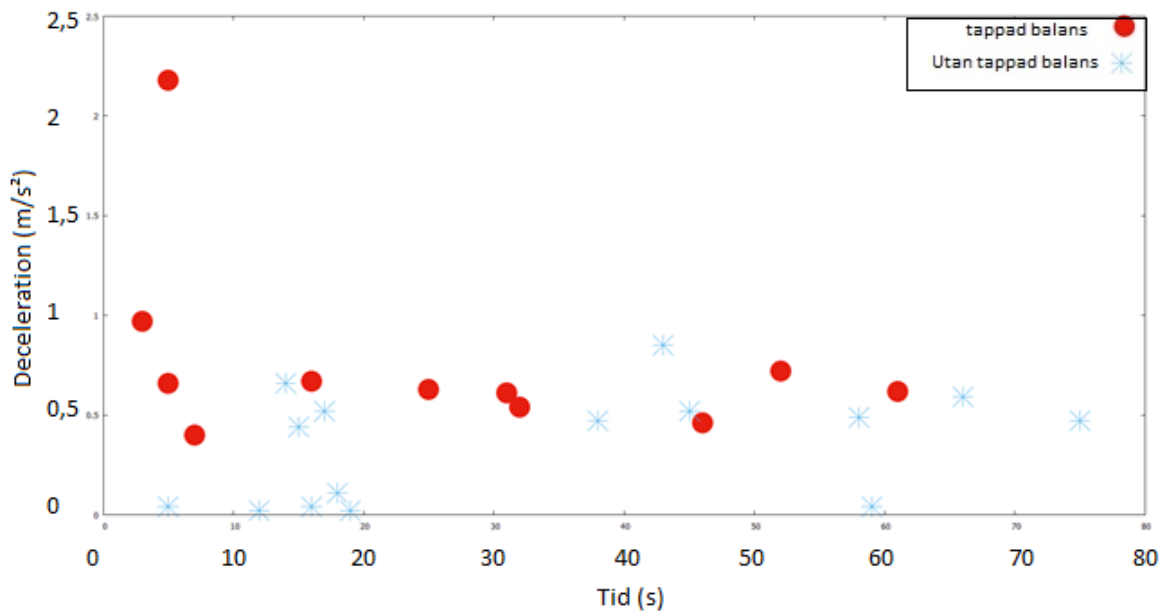
Acceleration



Figur 7. Samband mellan deltagarnas förmåga att hålla balansen, acceleration och tidsintervall.

Figur 8 visar tågets deceleration anteroposteriort och vilka tillfällen som inneburit tappad respektive inte tappad balans. Vid deceleration som skett under 10 sekunder har fyra av fem tillfällen inneburit tappad balans: [3 sek, 0,97m/s²], [5 sek; 2,18 m/s²], [5 sek, 0,66m/s²], [7 sek, 0,94m/s²]. Två av dessa skedde med jämförelsevis hög amplitud under ett kort tidsintervall. I jämförelse med accelerationssekvenserna pågår decelerationen som regel under kortare tidsintervall.

Deceleration



Figur 8. Samband mellan deltagarnas förmåga att hålla balansen, deceleration och tidsintervall.

Diskussion

Sammanfattning huvudsakliga fynd

Skillnaden mellan de högsta och lägsta värdena i acceleration och lutning är som störst i de sekvenser där deltagarna bibehåller balansen jämfört med de sekvenser där deltagarna behöver ta ett steg åt sidan. Även den mediolaterala lutningen är mer markant åt ena hållet under de sekvenser där deltagarna bibehåller balansen. De tillfällen där deltagarna tvingas ta ett steg åt sidan sker nästan uteslutande vid deceleration och är som mest uttalad när deceleration sker under kort tid.

Resultatdiskussion

Likt denna studie har Mayagoitia et al (24) använt sig av en treaxlad accelerometer för svajmätning i stillastående, och dess resultat stämmer väl överens med resultat från mätningar med kraftplatta. Accelerometern visade även en högre känslighet. De olika mätinstrumenten mäter dock utifrån olika variabler där kraftplattan utgår från COP och accelerometern utifrån COM och kan därför inte jämföras rakt av. Författarna anser även att fördelen med att använda en accelerometer är att den är portabel, mindre kostsam och en bra metod när man vill göra mätningar över längre tid (24).

I studien *Coherence and reliability of a wearable inertial measurement unit for measuring postural sway*, av Ekvall Hansson och Tornberg har man använt sig av samma mätinstrument och standardisering i stillastående som i denna uppsats. Studien utgick från 32 friska individer och visar likvärdiga siffror i medelvärde för AP 8,95mm/s vs denna studies 9,15 mm/s. Värdet för ML skiljer sig något åt: 5,32 mm/s vs denna studies 3,96 mm/s (21).

När man åker tåg blir omgivningens påverkan på balansen extra tydlig. De visuella intrycken förändras ständigt i snabb takt samtidigt som underlaget rör sig. Syftet med studien var därför att undersöka möjligheten att med en accelerometer mäta både deltagarens och tågets rörelser samtidigt. Detta visade sig vara möjligt och har gett en grund för möjligheten att vidareutveckla algoritmer till detta ändamål. Mätningarna på tåget och i svajmätningarna i stillastående redovisades i olika enheter (m/s och m/s²). På grund av tidsbrist har inte några jämförbara enheter kunnat tas fram.

Resultatet visar att deltagarna klarar av att hantera förändringar i acceleration och lutning när dessa sker under en längre tidsperiod, men att förändringar som sker mer plötsligt är svårare att hantera. Därtill ser deceleration till stillastående ut att vara svårare att hantera än acceleration från stillastående. Detta skulle kunna bero på att deceleration är större än acceleration. Vid en deceleration lutar man sig vanligtvis framåt och om tåget då stannar helt är denna position troligtvis en bidragande orsak till att man tappar balansen. I de något längre decelerationssekvenserna (figur 8) är det därför troligt att tåget inte har stannat de gånger deltagaren lyckats hålla balansen. En ytterligare teori är att det är mer tydligt för resenären när tåget ska starta genom att exempelvis tåget släpper på bromsarna. Deceleration till stillastående kan däremot ske mer oväntat när man exempelvis behöver stanna för att släppa fram ett annat tåg.

I figur 7 som istället beskriver accelerationen ser vi att en deltagare tappat balansen när tåget står så gott som stilla. Troligtvis har detta skett precis när tåget börjat accelerera från stillastående och deltagaren inte varit beredd.

Den ojämna fördelningen av den mediolaterala lutningen antas bero på en kombination av faktorer; att loggern satt snett, att tåget lutade mer åt en sida under färden, att deltagaren av olika anledningar hellre lutade mot ena sidan än den andra samt vilken sida av tåget man stod på.

Metoddiskussion

Förutsättningarna för studien förändrades när det i efterhand visade sig att den ena sensorn inte fungerat. Detta gav ett stort bortfall vilket gjorde att resultatet inte kunde generaliseras och på grund av att bearbetningen av datan med algoritmer krävde mycket tid fanns ingen möjlighet att göra nya mätningar. Å andra sidan var detta en explorativ studie vilken bl a syftade till att se om mätningar av detta slag överhuvudtaget var möjliga att genomföra. Det går naturligtvis inte att uttala sig om hur stora skillnader det hade blivit i resultatet om de övriga deltagarnas resa analyserats, men resorna och deltagarnas sätt att reagera på tågets acceleration upplevdes som tämligen likartade och därmed hade resultatet gissningsvis inte förändrats drastiskt.

Ingen större vikt fästes vid deltagarnas persondata eftersom ingen korrelation mellan dessa och tappad balans gjordes. Loggern fästes utanpå kläderna med resårband. Detta gjorde att den inte alltid hamnade exakt i linje med L4-L5 och det fanns en risk att den förflyttade sig under resans gång. Det fanns även liknande svårigheter med att fästa tågets accelerometer på ledstången vilket innebar att mätningarna på tåget och deltagaren inte fick samma utgångsläge. Att stå i tågets färdriktning anses inte vara normal utgångsställning men valdes då det är lättare att standardisera positionen och det kan anses lättare och mer naturligt för deltagaren att bibehålla blicken och kroppen riktade åt samma håll.

Filtret som användes i databearbetningen hade en fönsterbredd på 999 punkter. Just detta filter valdes eftersom tågets rörelser sker relativt långsamt. Hade man subtraherat ett filter med större fönsterbredd hade troligtvis större delar av de faktiska kroppsrörelserna plockats bort. För enkelhetens skull användes samma filter till all data. Filtret som användes upplevdes ha god effekt och deltagarnas utgångsläge hamnade jämnare fördelat kring nollstrecket.

Databearbetningen har varit både tidskrävande och en källa till frustration. Vi har behövt arbeta i program vi inte haft någon tidigare erfarenhet av. Kommandotolkprogrammet Gnuplot användes för att plotta upp och plocka ut sekvenser från resorna och p g a den enorma mängden rådata fick SPSS användas för beräkningar. Tidskrävande uträkningar fick vid flertalet tillfällen göras om då datan plötsligt försvann. Otillräckliga kunskaper gjorde även att vi fick växla mellan SPSS och Excel beroende på vilken data som skulle beräknas.

Kliniska implikationer

Eftersom vår grupp med individer utan balansproblematik inte klarade av att parera tågets förändringar utan att ta emot sig kan det anses vara ett riskmoment att stå på tåget och inte hålla i sig, framförallt vid nedsatt balans. Fokus bör läggas på kunskap om hur man bäst hanterar hela resan. Utifrån detta resultat är det bästa rådet att sitta ner tills tåget står helt stilla, hålla i sig vid stående resa, och att stå i en position där man lättare parerar tågets acceleration. Kan man känna sig trygg med detta ökar både självständighet och delaktighet i samhället.

Implikationer för framtida studier

En liknande studie skulle kunna göras med fler deltagare i olika åldrar i syfte att få fram gränsvärden som behöver nås vid balansmätning för att på ett säkert sätt kunna åka tåg.

Mätningen i stillastående var väl standardiserad. Detta kunde dock inte till fullo följas under tågresan eftersom vi inte mätt ut och markerat hur fötterna skulle placeras på tåget. Förslagsvis väljer man att i framtida studier låta deltagarna stå i en annan standardiserad position där tågets rörelser lättare pareras. För att få mer noggranna mätningar kan accelerometrarna tejpas fast både på tåg och deltagare istället för att använda strips och remmar.

För att möjliggöra större studier av detta slag krävs det att datahanteringen automatiseras eftersom datamängden är enorm och för att undvika beroende av tredje part.

Konklusion

Mätningar av detta slag går att genomföra men metod samt datahantering bör utvecklas och förbättras.

Hög acceleration orsakar svårigheter att hålla balansen och inbromsning är det mest kritiska momentet. Vid låg accelerationen kan deltagarna däremot hantera en större lutning.

Intressekonflikt

Studien har gjorts i samarbete med företaget Infonomy AB som bistått med accelerometrarna. Även algoritmerna har skrivits av en medarbetare på företaget.

Referenser

1. Pollock, AS, Durward, BR. Rowe, PJ. Paul, JP. What is balance? *Clin Rehabil.* 2000 Aug;14(4):402-6.
2. Røgind, H. Lykkegaard, JJ. Bliddal, H. Danneskiold-Samsøe, B. Postural sway in normal subjects aged 20-70 years. *Clin Physiol Funct Imaging.* 2003 May;23(3):171-6.
3. Shumway-Cook, A. Woollacott, MH. Motor control -translating research into clinical practice. 5th ed. Philadelphia: Wolters Kluwer; 2017.
4. Blaszczyk JW, Beck M, Sadowska D. Assessment of postural stability in young healthy subjects based on directional features of posturographic data: Vision and gender effects. *Acta Neurobiol Exp* 2014, 74: 433–442
5. Widmaier, EP. Hershel, R. Strang, KT. Vander's human physiology. 13th ed. New York: McGraw Hill; 2014.
6. Sand, O. Sjaastad, ÖV. Haug, E. Människans fysiologi. Stockholm: Liber; 2004
7. Carr, J. Shepherd, R. Neurological Rehabilitation -Optimizing Motor Performance. 2nd ed. Edinburgh: Churchill Livingstone, Elsevier; 2011.
8. Yim-Chiplis PK, Talbot LA. Defining and measuring balance in adults. *Biol Res Nurs.* 2000 Apr;1(4):321-31
9. Kleim, JA. Jones, TA. Principles of Experience-Dependent Neural Plasticity: Implications for Rehabilitation After Brain Damage. *Journal of Speech, Language, and Hearing Research* 2008;51:225–239
10. McArdle, W-D. Katch, F-I. Katch, V-L. Exercise physiology -Nutrition, Energy, and Human Performance. 8th ed. Baltimore: Wolters Kluwer Health; 2015.
11. Kim J-W, Kwon Y, Ho Y, Jeon H-M, Bang M-J, Hoon Jun J, et al. Age-gender differences in postural sway during squat and stand-up movement. *Biomed Mater Eng* 2014;24(6):2707-13.
12. Roman-Liu, D. Age-related changes in the range and velocity of postural sway. *Arch Gerontol Geriatr.* 2018 Jul-Aug; 77:68-80.
13. Era, P. Sainio, P. Koskinen, S. Haavisto, P. Vaara, M. Aromaa, A. Postural Balance in a Random Sample of 7979 Subjects Aged 30 Years and Over. *Gerontology* 2006;52(4):204–213.
14. Socialstyrelsen. Balansera mera -kampanj för att förhindra fallolyckor. [Internet]. Stockholm: Socialstyrelsen; 2018. [citerad 181213] Hämtad från: <https://www.socialstyrelsen.se/fallolyckor/balanseramera>
15. Delmi -Delegationen för migrationsstudier, Sveriges befolkningspyramid med framskrivning till år 2050 [Internet]. Stockholm: Delmi; 2013. [citerad 190331]. Hämtad från: <http://www.delmi.se/migration-i-siffror#!/sveriges-befolkningspyramid-1968-2050>
16. Folkhälsomyndigheten. Folkhälsorapportering och statistik. Insjuknande i stroke. [Internet]. Stockholm: Folkhälsomyndigheten; 2018 [citerad 181213] Hämtad från: <https://www.folkhalsomyndigheten.se/folkhalsorapportering-statistik/folkhalsans-utveckling/halsa/insjuknande-i-stroke/>
17. Saverino A, Moriarty A, Playford D. The risk of falling in young adults with neurological conditions: a systematic review. *Disabil Rehabil.* 2014;36(12):963-77.
18. Piirtola, M. Era, P. Force Platform Measurements as Predictors of Falls among Older People – A Review. *Gerontology* 2006;52:1–16

19. Seimetz, C. Tan, D. Katayama, R. Lockhart, T. A comparison between methods of measuring postural stability: force plates versus accelerometer. *Biomed Sci Instrum.* 2012 ; 48: 386–392.
20. Infonomy. Snubblometer®. [Internet]. Lund: Infonomy; 2018; [citerad 190604]. Hämtad från/Available from: <https://www.infonomy.com/#snubblometer>.
21. Ekvall Hansson E, Tornberg Å. Coherence and reliability of a wearable inertial measurement unit for measuring postural sway. *BMC Research Notes* 2019: DOI: 10.1186/s13104-019-4238-8
22. Etikprövningsnämnderna. [Internet]. Lund: EPN; 2018. [citerad 181213] Hämtad från: <https://www.epn.se/start/bakgrund-och-bestaemmelser/>
23. Viswanathan, M. Moving Average Filter (MA filter). [Internet]. *Gaussian Waves*; 2010; [citerad 190605]. <https://www.gaussianwaves.com/2010/11/moving-average-filter-ma-filter-2/>
24. Mayagoitia RE, Lötters JC, Veltink PH, Hermens, H. Standing balance evaluation using a triaxial accelerometer. *Gait and Posture* 16 (2002) 55–59

Bilaga 1

Att hålla balansen på tåget

- En pilotstudie kring mätning med samstämda accelerometrar på person och tåg

Tack för att du vill vara med och bidra med fakta om hur vi kan förebygga fall!

I Sverige varje år faller ca 70 000 personer och skadar sig så allvarligt att man måste uppsöka sjukvård. Detta orsakar inte bara en stor ekonomisk belastning för samhället utan framförallt stort mänskligt lidande.

Många sjukdomar och skador påverkar balansen i negativ riktning och rehabiliteringen handlar ofta om att komma tillbaka till tidigare funktionsnivå oavsett om det handlar om att återgå till sitt arbete, sin idrott eller att utföra vardagliga sysslor. En grundförutsättning för att exempelvis kunna arbeta eller utöva fritidsaktiviteter är att man rent faktiskt kan ta sig dit och där står kollektivtrafiken för en stor del av transportmöjligheterna.

Det centrala nervsystemet registrerar hela tiden impulser från våra sinnen. Utifrån denna information korrigerar kroppen sin position. Dessa ständiga korrigeringar resulterar i att vi hela tiden är i rörelse även vid stillastående; s k posturalt svaj. Tidigare har man enbart kunnat mäta det posturala svajet i laboratoriemiljö men nu har det tagits fram en bärbar teknik för att kunna mäta posturalt svaj även vid vardagliga aktiviteter ute i samhället. Det vi med hjälp av dig vill ta reda på är hur mycket posturalt svaj som krävs för att åka tåg.

En accelerometer kommer att fästas på din rygg. Med hjälp av den kommer vi först att mäta ditt posturala svaj i stillastående inomhus. Du ska stå med 10 cm mellanrum mellan hälarna och fötterna utåtroterade i ca 30 grader. Du kommer tillsammans med oss att åka tåg. Vi kommer att mäta din och tågets acceleration under ca 15 minuter av tågresan. Vid mätningen ska resan genomföras stående i tågets färdriktning i samma position som vid mätningen i stillastående. Du ska försöka stå utan att hålla i dig men får ta tag i stång eller liknande om så krävs.

En person kommer att finnas vid din sida under hela mätningen. Om olyckan trots allt skulle vara framme är det din egen fritidsförsäkring som gäller. Vi står för tågresans kostnad.

Dina resultat kommer att behandlas så inte obehöriga kan ta del av dem. Resultatet kommer under arbetets gång att kodas och mätresultaten kommer inte att kunna kopplas till dig som person. Du får närsomhelst avbryta din medverkan.

Vid frågor kontakta:

Anna Blom, an0162bl-s@student.lu.se

Jennica Ivesand, je3442iv-s@student.lu.se

Handledare: Eva Ekvall Hansson, eva.ekvall-hansson@med.lu.se

Bilaga 2

Jag har fått muntlig och skriftlig information om studien och har haft möjlighet att ställa frågor.

Jag samtycker till att delta i studien *Att hålla balansen på tåget - En pilotstudie kring mätning med samstämda accelerometrar på person och tåg*

Jag samtycker till att uppgifter om mig behandlas enligt ovanstående information.

plats, datum

underskrift

Bilaga 3

Testprotokoll

Datum: _____

Namn: _____ Data, stillastående mätning: _____

Ålder: _____ år

Längd: _____ cm

Kön:

man

kvinna

annat

Har du någon nuvarande påverkan på balansen?

Ja, i så fall vad? _____

nej

Brukar du träna? ja nej Om ja, hur många gånger i veckan: _____

Hur ofta åker du tåg? _____