



Institutionen för hälsovetenskaper  
Fysioterapeutprogrammet

Utbildningsprogram  
i fysioterapi 180 hp

Examensarbete  
15 hp  
Våren 2017

*Jämförelse av accelerometer och kraftplatta vid mätning av  
anterio-posteriort och medio-lateralt posturalt svaj*

**Författare**

Martin Johansson &  
Nils Annertz  
Fysioterapeutprogrammet  
Lunds universitet  
[Martin.johansson93@gmail.com](mailto:Martin.johansson93@gmail.com)  
[Nils.annertz@gmail.com](mailto:Nils.annertz@gmail.com)

**Examinator**

Eva Ageberg, Docent  
Forskargruppschef,  
Universitetslektor  
Institutionen för  
hälsovetenskaper  
[eva.ageberg@med.lu.se](mailto:eva.ageberg@med.lu.se)

**Handledare**

Eva Ekvall Hansson,  
Docent i sjukgymnastik  
Forskargrupp i fysioterapi  
Institutionen för  
hälsovetenskaper  
[Eva.ekvall-  
hansson@med.lu.se](mailto:Eva.ekvall-hansson@med.lu.se)

# Innehåll:

<b>1. Sammanfattning</b>	
<b>2. Abstract</b>	
<b>3. Bakgrund</b>	1
<b>4. Syfte</b>	4
<b>5. Hypotes</b>	4
<b>6. Undersökningsgrupp</b>	4
<b>7. Metod</b>	4
7.1 Utrustning	4
7.2 Testutförande	5
7.3 Statistik och analys.	6
7.4. Etiska ställningstaganden	6
<b>8. Resultat</b>	7
8.1 Medio-lateral riktning	8
8.1 Anterio-posterior riktning	9
8.3 Jämförelse/korrelation	10
<b>9. Diskussion</b>	10
<b>10. Slutsats</b>	12
<b>11. Referenslista</b>	13
<b>12. Bilaga</b>	16
12.1 Informerat samtycke	16
12.2 Samtyckesblankett	17
12.3 SOP - Standard Operation Procedure	18

## 1. Sammanfattning

**Bakgrund:** Fallolyckor har ökat den senaste tiden och orsakar stora kostnader för samhället samt lidande för den drabbade. Det är viktigt att sätta in insatser i fallprevention för att motverka detta. Socialstyrelsen har samordnat en kampanj på uppdrag från regeringskansliet för dessa insatser. I dagsläget används instrument med mått som är ospecifika samt svåra att kvantifiera för att utvärdera fallrisk. Instrumenten som i dagsläget går att kvantifiera är ej mobila. Ett nytt instrument för detta är en bärbar accelerometer som fästes på kroppen och mäter posturalt svaj.

**Syfte:** Undersöka validitet av en accelerometer som fästs på kroppen genom att jämföra dess mätvärden med värden uppmätta på kraftplatta från Good Balance.

**Studiedesign:** Pilotstudie med 23 deltagare, medelålder 26 år rekryterade från Health Science Centre i Lund.

**Metod:** Deltagarna stod på en kraftplatta och hade samtidigt på sig accelerometern. De stod statistiskt 30s med öppna ögon (ÖÖ) och 30s med stängda ögon (SÖ) och blev uppmanade att stå så stilla som möjligt. En mall för standardrutiner för kraftplattan följdes. Mätningarna startade samtidigt och resultatet analyserades med deskriptiv statistik och korrelationen undersöktes med Spearman's korrelationskoefficient ( $r_s$ ).

**Etik:** Deltagandet i denna studie var frivilligt och det gick närsomhelst att avbryta testet utan att specificera varför.

**Resultat:** En mycket hög korrelation såg i riktningen medio-lateral (M-L) både med ÖÖ och SÖ ( $r_s > 0,90$ ). I antero-posterior (A-P) riktning sågs en hög korrelation i mätningen med ÖÖ ( $r_s = 0,70$ ) och en låg korrelation ( $r_s = 0,40$ ) med SÖ.

**Slutsats:** Den mobila accelerometern har mycket god validitet vid mätningar i riktning M-L och kan därför ersätta mätning på stationär kraftplatta. Detta ger förutsättningar för att kunna förutse fall i denna riktning. En högre validitet i riktning A-P krävs innan kraftplattan kan ersättas. Studier på personer med hög risk för att falla krävs för att säkerställa validiteten för accelerometern i denna population.

**Nyckelord:** Accelerometer, Fallolyckor, Postural balans, Kraftplatta, Svaj

## 2. Abstract

**Background:** Fall-related injuries are costly for the Swedish health-care system and thereby for the society as a whole. Furthermore, it causes pain and discomfort for the patient. To counteract this trend of an increase in falls, it is of great importance to put interventions in to place to prevent future falls. The National Board of Health and Welfare has coordinated these interventions by commission of the Swedish government. The instruments used today to evaluate falls risk are either not mobile enough or not specific enough. A new type of instrument for the same purpose is a mobile accelerometer that, attached to the body, is able to measure the postural sway of the wearer.

**Aim:** To determine the validity of the accelerometer by comparing the data with that of a force platform by Good Balance.

**Subjects:** 23 participants with a mean age of 26 years were recruited for this trial from the Health Science Centre in Lund, Sweden.

**Method:** The test participants wore the accelerometer while simultaneously standing on a force platform for 30 seconds. Each participant performed this test twice, once with their eyes open (EO) and then with their eyes closed (EC). They were asked to stand as steadily as possible. A template for standard procedure of the force platform was followed. The measurements of the two instruments were started at the same time and the results were analyzed using descriptive statistics. The correlation between the accelerometer and the force platform were determined using the Spearman's correlation coefficient( $r_s$ ).

**Ethics:** Participation in this study was voluntary and could without further specification be terminated at any time.

**Results:** The results showed a very high correlation in the medio-lateral direction (M-L) with eyes open and eyes closed ( $r_s > 0,90$ ). In antero-posterior direction (A-P) the correlation was high with the participants' eyes open ( $r_s = 0,71$ ) and low with the participants' eyes closed ( $r_s = 0,43$ ).

**Conclusion:** The validity of the accelerometer is very good in M-L direction, which is the most common direction to fall. Higher validity in A-P direction is needed before the accelerometer can replace the force platform. Further studies are needed to determine the validity of the accelerometer in a population at high risk of falling.

**Keywords:** *Accelerometer, Falls, Postural balance, Force platform, sway*

### 3. Bakgrund

Socialstyrelsen har i år samordnat en kampanj på uppdrag från regeringskansliet (1) gällande förebyggande insatser mot fallolyckor i kommuner, föreningar och organisationer. (2)

Ett fall definieras som “då en person oavsiktligt hamnar på golvet eller marken, oavsett om skada inträffar eller ej” (3). Fall är vanliga, omkring fyra av fem personer inom kommunal vård och omsorg riskerar att falla. Detta orsakar både lidande för den drabbade samt kostnader för samhället och det är av stor vikt att sätta in förebyggande insatser (4) i fortsättningen benämnt som fallprevention. År 2012 uppgick samhällskostnader för fallolyckor till 24,6 miljarder kr, kostnader för att förebygga fallolyckorna var 3,8 miljarder kr. Drar man en parallell till trafikolyckor så uppkom samhällskostnaderna för dessa till 23,5 miljarder med förebyggande kostnader på 43,7 miljarder kr (5).

Till de vanliga fallorsakerna hör balansproblem, kognitiv svikt, demens, hög ålder, avsaknad av fysisk aktivitet, nedsatt syn och övermedicinering. Även icke-kroppsliga faktorer såsom utbildning, omgivning och relationsstatus påverkar risken för att falla (6, 7, 8, 9).

Vanliga insatser i fallprevention är att få en läkemedelsgenomgång, ett hjälpmedel förskrivet, gångträning, antihalksockor och assistans och stöd vid personlig vård eller förflyttning (4). För att veta i vilken utsträckning individen behöver dessa interventioner angående fallprevention behöver en fallriskvärdering följt utav en fallriskutredning genomföras. Fallriskvärderingens syfte är att få reda på om patienten har en allmän eller förhöjd fallrisk. Fallriskutredningen syftar till att ta reda på nuvarande riskfaktorer som sedan kan ligga till grund för att ta reda på vilka åtgärder som skall genomföras för att minska fallrisken.(10) Fallriskvärderingen genomförs av flera olika yrkesprofessioner, det som behandlas i denna studie är mest relevant för fysioterapeuter.

De bedömningsinstrument som fysioterapeuter i dagsläget använder för att mäta och utvärdera balans är ofta svåra att kvantifiera när det gäller vetenskapliga studier (11). Ett vanligt mätinstrument som används i klinik är Bergs Balansskala, som består av 14 olika uppgifter som både statiskt, dynamiskt och vid olika funktionella rörelser testar balansen. För varje uppgift kan man få 0-4 poäng där 0 betyder att man inte har förmåga att klara av uppgiften och 4 är ett självständigt utförande av uppgiften. Således är 0 (0x14) det minsta möjliga värdet och 56 (4x14) det högsta. (12)

Vid studier där man använder Bergs Balansskala kan golv- och takeffekt uppkomma, d.v.s. att många av testpersonerna poängsätts nära 0 eller nära 56 vilket gör det svårare att differentiera mellan de olika personerna. (13,14).

Genom att istället utföra tester med en kraftplatta för att kvantifiera balans eller postural kontroll ser man inte golv- och takeffekter.

Vissa kraftplattor mäter både vertikala och horisontella krafter men oftast mäts bara den vertikala kraften. När testpersonen står på plattan registreras den vertikala kraft som personen genererar i hörnen och det exakta geometriska området för ursprunget av kraften räknas ut. Denna punkt kallar man för centre of pressure eller i fortsättningen benämnt som COP. Ett annat sätt att definiera COP är den punkt där den vertikala reaktionskraften från marken finns. Detta innebär att COP representerar den genomsnittliga tyngden av alla tryckpunkter som utövas på marken av ett objekt i en punkt. Om en person t.ex. står med båda fötterna på marken kommer COP befinna sig någonstans mittemellan fötterna, men om denne bara står på en fot skulle den punkten befinna sig någonstans i området rakt under foten som begränsas av

foten. Centre of mass (COM), eller masscentrum, däremot är helt oberoende av COP. COM är genomsnittspunkten för alla kroppsdelarnas tyngdpunkt. Där kraften som utgår från COM i vertikal riktning träffar marken kallar man för centre of gravity, eller COG. Med dessa begrepp kan man lättare förstå vad kraftplattan egentligen mäter och hur man kvantitativt kan mäta postural kontroll. ([15](#), [16](#), [17](#))

För att förstå definitionen på posturalt svaj måste man först skilja på balans och postural kontroll. Balans, även kallat postural stabilitet, är ett samarbete mellan det vestibulära systemet i innerörat, synen, proprioceptionen och det somatosensoriska systemet som samtliga skickar information om kroppens tyngdpunkt till det centrala nervsystemet. Med hjälp av denna information aktiveras det muskuloskeletala systemet som arbetar för att hålla kroppens tyngdpunkt inom kroppens understödsyta. ([18](#), [19](#), [20](#), [21](#)). Det vestibulära systemet består utav tre båggångar som känner av rörelser i tre dimensioner samt utav två otolithiska organ, sacculus och utriculus. Inuti de två otolithiska organen finns det speciella områden med sensoriska epitel som kallas maculae. I macula finns det hårceller som känner av huvudets lutning i alla plan samt acceleration åt olika riktningar, sacculus känner främst av horisontella accelerationer och utriculus vertikala ([22](#)). Sammanfattningsvis innebär balans förmågan att behålla tyngdpunkten inom understödsytan med hjälp av de fyra system som nämnts ovan.

Postural kontroll innefattar dock inte bara balansen, utan tar även hänsyn till kroppens tyngdpunkt i relation till omgivningen vid utförande av en uppgift samt relationen mellan olika kroppssegment. Detta kallar man för postural orientering. De fyra system nämnda ovan används inte bara för postural stabilitet utan även för postural orientering. Till exempel använder vi synen bl.a. för att erhålla information om förhållandet mellan kroppssegment och kroppens aktuella omgivning. Ett annat exempel är det somatosensoriska systemet som vi använder för att känna av understödsytan och hur den förändras (bl.a. via ändringar i tryck mellan mark och fotsula) ([23](#)). Om man ska sträcka sig efter ett objekt som befinner sig till vänster om kroppen kommer den börja luta åt vänster. Således kommer det somatosensoriska systemet känna av ett ökat tryck på vänster fotsula samt ett minskat tryck i höger. Det vestibulära systemet kommer känna av en positiv hastighetsförändring åt vänster samtidigt som synen registrerar att avståndet mellan objektet till vänster om kroppen minskar. Kan man i denna situation med hjälp av informationen som erhålls av de fyra systemen kontrollera den posturala orienteringen samt den posturala stabiliteten är kroppens förmåga till postural kontroll adekvat för denna uppgift. Själva rörelsen av tyngdpunkten inom understödsytan är det man kallar för posturalt svaj ([23,24](#)).

Kroppen använder sig av olika strategier för att med hjälp av muskelkraft bibehålla postural kontroll vid stående och gående.

De strategier som behandlas mest inom vetenskaplig litteratur är ”ankle-strategy”, eller fotledsstrategin, och ”hip-strategy”, eller höftstrategin och bidrar till att behålla postural kontroll vid rörelser i sagittalplanet. ([17](#), [25](#), [26](#))

Winter et.al beskrev i en studie att man kunde se på kroppen i stående som en inverterad pendel. Denna modell kan beskrivas som att COP och COM oscillerar, d.v.s. svänger fram och tillbaka mellan ett jämviktsläge eller punkt, likt en pendel – fast upp och ner. Detta eftersom pendeln, eller kroppens, fästpunkt befinner sig under tyngdpunkten. Man kan jämföra det med att balansera en kvast på sitt pekfinger fast tvådimensionellt. En horisontell kraft måste alltid tillföras för att bibehålla tyngdpunkten ovanför fästpunkten, annars skulle pendeln falla till marken ([27](#), [28](#)). Om man applicerar denna modell på människokroppen förstår man att utan kompensatoriska rörelser genererade av muskelkraft skulle man falla direkt. Winter et.al. baserar detta påstående på uträkningar som visade att oscillationerna

genererade av kroppens COP och COM vid stående under tystnad stämde överens med just den inverterade pendel-modellen. (17, 28) Fotledsstrategin går ut på att man tänker sig att plantarflexorerna samt dorsalflexorerna samverkar för att kontrollera den inverterade pendeln. Hyperaktivitet i plantarflexorerna resulterar i att COM förflyttas posterior och COP anterior. Tvärtom gäller för dorsalflexion (17).

Om tyngdpunktens position förändras mycket under kort tid kan fotledsstrategin ibland inte vara tillräcklig för att bibehålla balansen. Istället kan höftstrategin implementeras, d.v.s. höftflexorer eller höftextensorer aktiveras, beroende på åt vilket håll COM behöver förflyttas för att hamna inom understödsytan igen. Aktivering av höftflexorer resulterar i en förflyttning av COM posterior medan en anterior förflyttning sker vid aktivering av höftextensorer. I ett sådant läge börjar muskelaktiveringarna proximalt och går i distal riktning mot fotleden. Fotledsstrategin nämnd ovan går i motsatt riktning, d.v.s. aktiveringssekvensen går distalt-proximalt – alltså börjar rörelsen i fotleden för att så småningom nå upp till höftleden. (17, 26, 29, 30). En inverterad pendel har bara en fästpunkt, men eftersom rörelse sker i höftleden också och inte bara fotleden ersätts den modellen med en dubbel inverterad pendel, eller hinged inverted pendulum. (23, 26)

Kraftplattor lämpar sig väl för att mäta postural kontroll men det finns vissa faktorer som talar emot dess användbarhet. T.ex. tar dessa kraftplattor stor plats, är dyra samt finns bara på speciella platser i landet. Detta gör det svårt för fysioterapeuter att använda sig av detta instrument. Behov av ett mer mobilt mätinstrument som kan mäta postural kontroll på ett kvantitativt sätt utan nämnda svagheter som golv- och takeffekt finns.

Infonomy är ett företag baserat i Lund som har kompetenser inom biokinetiska samt biometrisk algoritmer. Sveriges tekniska forskningsinstitut och Infonomy är innovationstagare i ett konsortium som har beviljats stöd om 8,8M kr för att utveckla system för att upptäcka individer med ökad fallrisk (31). Infonomy har nu utvecklat en prototyp som mäter accelerationen hos individer, denna kommer i fortsättningen benämnas som accelerometer. Acceleration är måttet på förändringen i hastighet dividerat på tid. T.ex. en bil som accelererar från stillastående till 100 km/h på 10 sekunder har en acceleration på 10km/h per sekund (32). En accelerometer mäter förändringen i hastighet. Den känner av dynamiska krafter som den när bilen accelererar men även statiska krafter som jordens gravitation. En accelerometer mäter inte med kilometer per sekund utan i meter per sekund upphöjd i kvadrat ( $m/s^2$ ) eller i G-krafter. Mätningarna sker genom att i mitten av accelerometern finns det en massa fylld av små kristallstrukturer som reagerar på vibrationer samt förändringar i rörelse, runt omkring denna massa finns det piezoelektriska material som känner av trycket från massan samt riktningen av trycket. Detta tryck genererar en laddning som är proportionell till kraften och eftersom massan är konstant, är även laddningen proportionell till accelerationen(33). Den fungerar i princip på samma sätt som det vestibulära systemets hårceller som känner av förändringar i rörelse. I vardagen finns accelerometrar i de flesta nya mobiltelefonerna samt i många stegräknare. Infomys prototyp fästes på kroppen och individen som skall undersökas är därför inte bunden till att besöka ett speciellt labb utan fysioterapeuten kan ta med sig denna accelerometer ut i fältet. Med hjälp av avancerade algoritmer och uträkningar vill Infonomy hitta ett sätt att räkna ut hur mycket individen svajar i antero-posterior samt medio-lateral riktning.

Förhoppningen är att denna nya prototyp skall kunna ersätta kraftplattan. Om mätningarna överensstämmer med kraftplattan kommer vinster ses då mätningarna kommer bli mer lättillgängliga och mobila. Detta kan fysioterapeuter dra nytta av vid identifiering av individer som löper risk för att falla eftersom man slipper ta sig till en plats där tillgång till kraftplatta

finns. I dagsläget finns det ännu för lite forskning som tyder på att en accelerometer kan ersätta kraftplattan. Många studier har gjorts där man använt sig utav en accelerometer som ett verktyg för att bedöma postural kontroll, men eftersom det inte finns tillräcklig evidens för dess validitet har det ännu inte blivit standard för den typen av studier. (34)

## 4. Syfte

Vi ville undersöka validiteten av en bärbar balansmätare som fästes på kroppen genom att jämföra mätvärden med värden uppmätta på kraftplatta.

## 5. Hypotes

Hypotesen var att accelerometern skulle ha hög validitet i medio-lateral och antero-posterior riktning.

## 6. Undersökningsgrupp

24 personer deltog i studien, 14 kvinnor och 10 män (Tabell 1). En av dessa räknades bort pga. tekniskt fel på accelerometern, vilket innebär att två av denna individs mätningar har försumrats då det blev ett mätfel. I samtliga tabeller är denna testperson ej med då mätvärden som framkom ej gick att använda.

Rekrytering av testdeltagare skedde via sociala medier samt informationsblad som sattes upp runt om på Health Science Centre, Lund. Testdeltagarna bestod av studenter och lärare på fysioterapeutprogrammet i Lund, samt personal på företaget Infonomy AB. Exklusionskriterierna var om man har eller har haft en sjukdom som påverkar eller har påverkat balansen. Målet var att få ihop minst 20 testdeltagare.

Tabell 1: Översikt av testdeltagarnas (n=23) längd, vikt samt ålder.

	Längd(cm)	Vikt(kg)	Ålder(år)
<b>Min</b>	160	54	21
<b>Max</b>	189	88	54
<b>Median</b>	177	68	23
<b>Medelvärde</b>	175	68	26

Den breda inklusionen valdes för att kunna få ihop tillräckligt många deltagare. Det som studerades var hur väl mätinstrumenten stämde överens, inte hur olika hälsotillstånd eller egenskaper som ålder, vikt och längd hade för inverkan på det posturala svajet. Personer med historia av sjukdomar som påverkar eller har påverkat balansen ombads att ej vara med i studien då eventuella fallskador vid blundande test ville undvikas i största möjliga grad.

## 7. Metod

### 7.1 Utrustning

I denna studie använde vi oss utav kraftplattan vid namn Good balance tillverkad av Metitur Ltd, Finland. Vikt: kraftplatta med integrerad elektronik: 10.5 kg Dimensioner: Kraftplattan: 800 mm \* 800 mm \* 800 mm, höjd 110 mm. Operativsystem: MS Windows XP och Excel är registrerade varumärken från Microsoft Inc. (35)



Accelerometern som användes i studien tillhandahölls av företaget Infonomy. Modellen heter ADXL335 och kommer från Analog Devices (36). Det är en piezoelektrisk treaxlig accelerometer med omfång på +/-3g. Den tar en spänning på 3V och fungerar som en serie av tre variabla resistorer, skickar tillbaka tre olika kanaler med olika spänning beroende på vilka krafter som den är utsatt för i tre olika riktningar.

Värdena som mäts är analoga, och för att kunna läsa dem till en mikrokontroller måste de omvandlas till digitala värden. För att kunna göra detta användes en 16-bitars-Analog-to-Digital Converter (ADC). 16 bitar innebär att varje värde omvandlas till ett binärt tal bestående av 16 ettor och nollor. Det högsta värdet man kan lagra i ett sådant binärt tal är 65 535, så uppmätta krafter från -3g till 3g får värden mellan 0 och 65 535. Den ADC vi använde var en ADS1115 från Texas Instruments (37)

Värdet skickas sedan till en mikrokontroller, ATmega 32u4 från företaget Atmel (38) och en SD-korts-skrivare. Mikroprocessorn kör ett program som ungefär 100 gånger per sekund samplar ADC:n och skriver värdet till en fil.

## 7.2 Testutförande

Testledare 1 och 2 ansvarade för utrustningen som fanns i labbet och anställda från Infonomy ansvarade för accelerometern.

Momenten som testdeltagarna genomförde var två statiska balanstest, båda under en tidsperiod av 30 sekunder.

Först läste deltagarna igenom ett informationsblad (se bilaga 12.1) och skrev under en samtyckesblankett (se bilaga 12.2).

Testdeltagarna fick hjälp med att fästa en accelerometer från Infonomy, på ryggen vid S2-nivå, eftersom kroppens tyngdpunkt befinner sig där i den anatomiska grundpositionen (39, 40). Egentligen ligger tyngdpunkten anteriort om S2 men eftersom accelerometern befinner sig utanpå kroppen ansåg vi att detta var så nära vi kunde komma. Detta för att vi ska kunna jämföra resultaten med de från kraftplattan.

Vid kraftplattan informerade testledare 1 om att skorna skall tas av, att fötterna ska placeras med hälarna 10cm från kraftplattans bakre kant utmed en linje som visade 20 graders utåttrotation, att knäna skall vara raka men ej översträckta, att armarna ska hänga avslappnat längs med sidorna, att blicken skall fästas på den svarta punkten på väggen som befann sig på en meters avstånd framför personen strax under ögonhöjd. Testledare 1 förklarade sedan att syftet var att stå så stilla som möjligt under testets gång som varade i 30 sekunder och att det var Testledare 2 samt 3 som startade testet med hjälp av en knapptryckning på datorn och accelerometern som var fäst på ryggen. Mellan testen fick testdeltagaren vila ca 10 sek med fötterna kvar i samma position. Därefter instruerades att samma process kommer ske en gång till fast denna gång med ögonen stängda.

Testledare 2 hade ansvaret över datorn och dess mjukvara. Testledare 2 räknade ner från tre och på "ett" startade han mätningen på datorn samtidigt som testledare 3 från Infonomy tryckte på startknappen på accelerometern. Mätningarna på datorn och accelerometern startades inte exakt samtidigt pga. den mänskliga faktorn men detta synkroniserades i efterhand.

Studien standardiserades genom att testutförarna aldrig bytte uppgifter, samt att den verbala instruktionen alltid var exakt samma till varje testdeltagare. En SOP (Standard Operation Procedure Se bilaga 12.3) utformad för kraftplattan och tillhörande programvara till datorn som fanns i Health Science Lab följdes.

### *7.3 Statistik och analys.*

Med hänsyn tagen till standardavvikelsen för mätningar på kraftplattan (41) och den klinisk relevanta skillnaden, en powerberäkning på 70 % och en signifikansnivå satt till 0,05 krävdes 24 deltagare (42).

Deskriptiv statistik användes för att beskriva sambandet mellan accelerometern och kraftplattan, närmare bestämt variationsvidd, medianvärde, kvartilavstånd och min- och maxvärde. Data från accelerometerns mätningar tillhandahölls av Infonomy. Data från kraftplattan extraherades till ett excel ark. Då resultatet inte är normalfördelat beskrivs resultatet med icke-parametrisk statistik. Av denna anledning är medianvärdet mer relevant för resultatredovisningen än medelvärdet.

Korrelationen mellan de två mätinstrumenten användes för att undersöka validiteten av dessa. Eftersom resultatet inte är normalfördelat gick det inte att använda Pearson's korrelationskoefficient, istället användes Spearman's korrelationskoefficient.

### *7.4. Etiska ställningstaganden*

Samtliga deltagare läste igenom ett informationsblad om studien (bilaga 12.1) och skrev därefter under en samtyckesblankett (bilaga 12.2). Det poängterades att deltagandet i denna studie var helt frivilligt och det närsomhelst gick att avbryta testet utan att specificera varför. Etikansökan är gjord som del av ett större forskningsprojekt med DNR-nummer 2016/585.

## 8. Resultat

Resultat för alla mätningar redovisas i tabell 2.

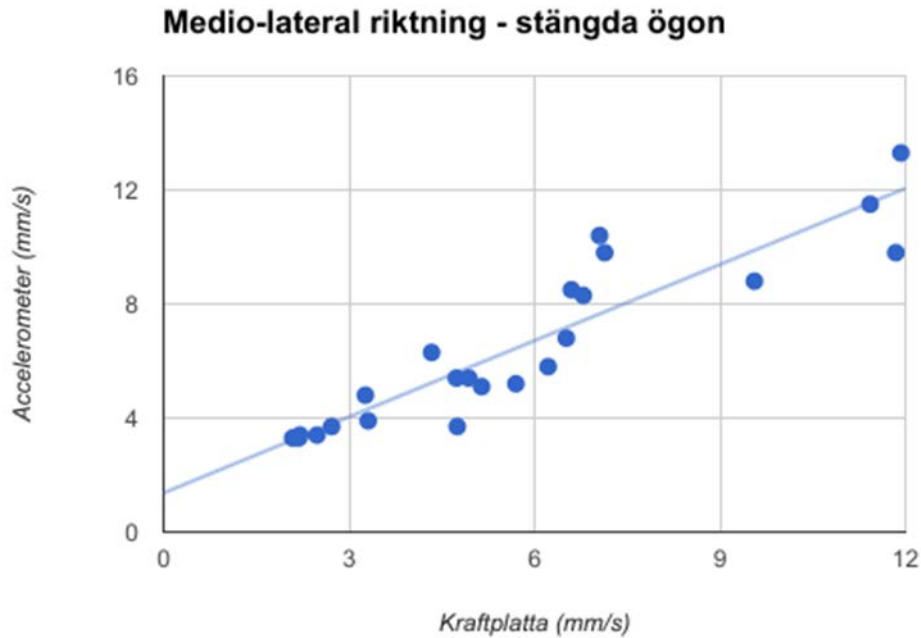
Tabell 2: Variationsvidd, min-, och maxvärde, median, kvartilavstånd och Spearman's korrelationskoefficient ( $r_s$ ) vid de fyra mätningar som genomfördes

M-L =Medio-lateral, A-P= Anterio-posterior

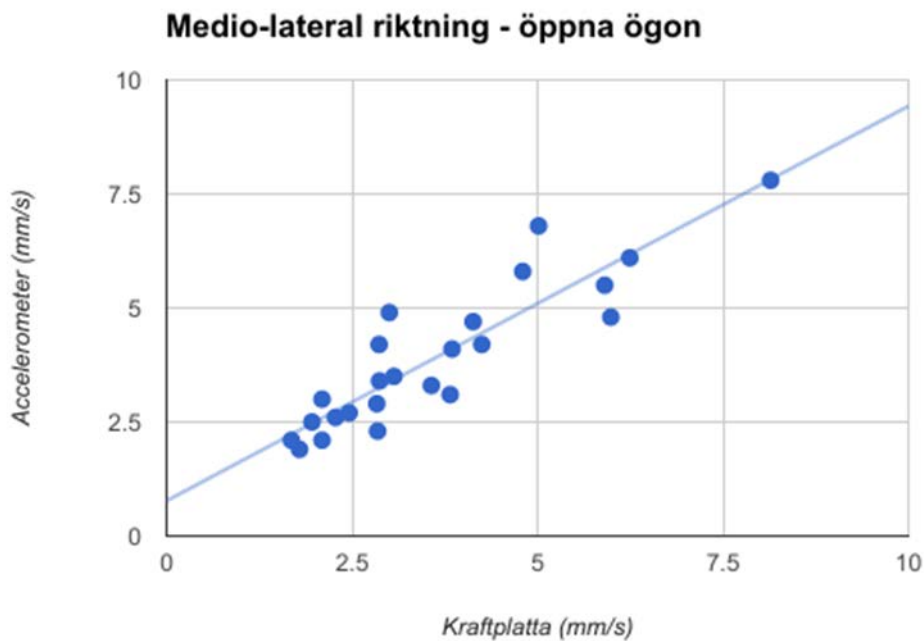
Mätning	Variationsvidd (mm/s)	Minimum (mm/s)	Maximum (mm/s)	Median (mm/s)	Kvartilavstånd (mm/s)	Korrelationskoefficient ( $r_s$ )
M-L Stängda Ögon Kraftplatta	10	3,3	13,3	5,4	5,1	0,95
M-L Stängda Ögon Accelerometer	9,84	2,09	11,93	5,15	3,79	
M-L Öppna Ögon Kraftplatta	5,9	1,9	7,8	3,4	2,2	0,93
M-L Öppna Ögon Accelerometer	6,46	1,68	8,14	3,07	2,52	
A-P Stängda Ögon Kraftplatta	12,6	7,2	19,8	9,8	4,1	0,43
A-P Stängda Ögon Accelerometer	10,22	6,52	16,74	8,88	4,59	
A-P Öppna Ögon Kraftplatta	5,9	4	9,9	5,9	1,8	0,713
A-P Öppna Ögon Accelerometer	7,23	4,2	11,43	6,35	2,75	

### 8.1 Medio-lateral riktning

Samtliga medianvärden var högre i mätningarna med stängda ögon jämfört med öppna ögon. Korrelationskoefficienten var högre än  $r_s$  0.9 med både öppna och slutna ögon.



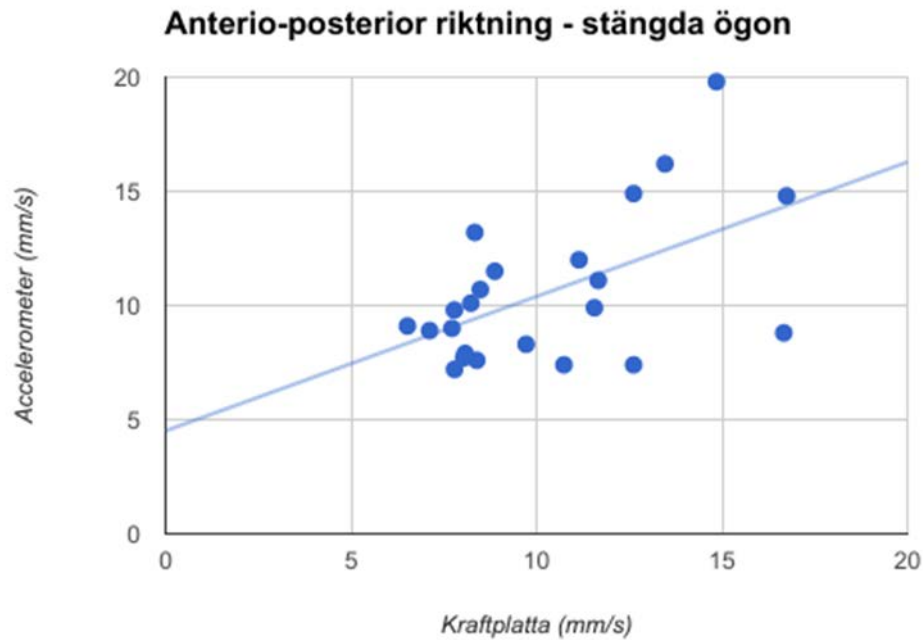
Figur 1.a: Spridningsdiagram med trendlinje, varje blå cirkel representerar en testdeltagare ( $r_s=0.95$ ).



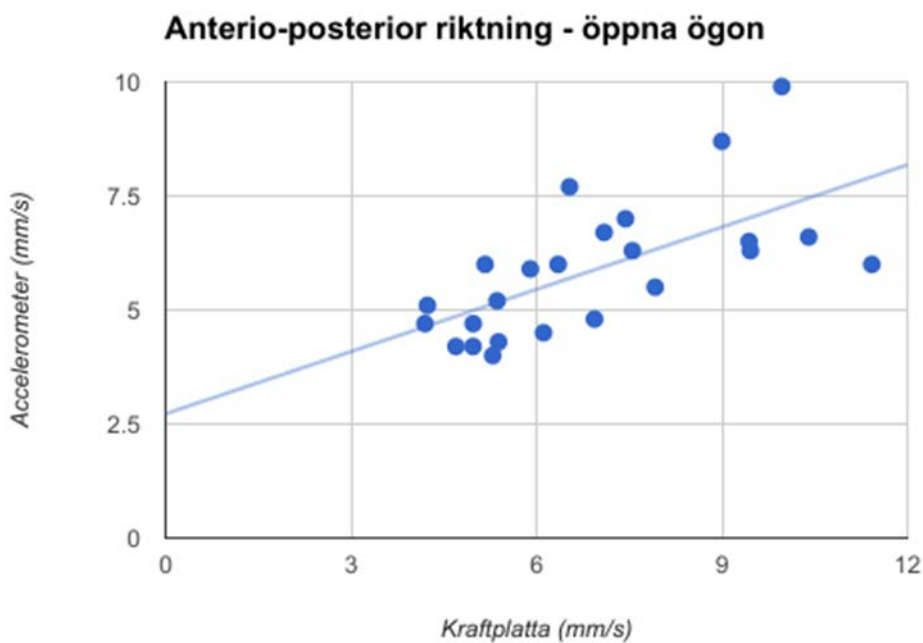
Figur 1.b: Spridningsdiagram med trendlinje, varje blå cirkel representerar en testdeltagare. ( $r_s=0.93$ )

## 8.2 Anterio-posterior riktning

Samtliga värden är högre i mätningarna med stängda jämfört med öppna ögon. Här upptäcktes den högsta variationsvidden i mätningen med kraftplattan vid stängda ögon. Korrelationskoefficienten var  $r_s = 0.71$  för öppna och  $r_s = 0.43$  med slutna ögon.



Figur 1.c: Spridningsdiagram med trendlinje, varje blå cirkel representerar en testdeltagare. ( $r_s=0.43$ )



Figur 1.d: Spridningsdiagram med trendlinje, varje blå cirkel representerar en testdeltagare. ( $r_s=0.71$ )

### 8.3 Jämförelse/korrelation

I de medio-laterala mätningarna uppkom en korrelationskoefficient över 0,9 vilket klassas som en väldigt hög positiv korrelation.

I den anteriora-posteriora riktningen uppkom en korrelationskoefficient till 0,71 vid öppna ögon vilket klassas som hög positiv korrelation och 0,43 vid stängda ögon vilket klassas som låg positiv korrelation. (43). Samtliga min-, max-, och medianvärden var högre i anterior-posterior riktning än i medio-lateral riktning både vid mätning med kraftplatta och accelerometer. Variationsvidden var däremot högre i medio-lateral riktning än i anterior-posterior riktning öppna och i stängda ögon. Det enda undantaget var mätningen med kraftplatta med öppna ögon, där variationsvidden uppmättes till 5,90 både i anterior-posterior riktning och medio-lateral riktning. Samtliga min-, max-, och medianvärden var högre i anterior-posterior riktning än i medio-lateral riktning både vid mätning med kraftplatta och accelerometer. Detsamma gällde för kvartilavståndet men bara vid mätningarna med kraftplatta, accelerometermätningarna visade högre kvartilavstånd i anterior-posterior riktning både med öppna och stängda ögon. Skillnaden mellan korrelationskoefficienterna inom samma riktning var mindre i medio-lateral än i anterior-posterior riktning.

## 9. Diskussion

Som man ser av tabell 2 är korrelationen mellan kraftplattan och accelerometern mycket hög, både vid öppna ögon ( $r_s = 0,93$ ) och stängda ögon ( $r_s = 0,95$ ) i medio-lateral riktning. Inga mätningar uppvisade identiska resultat mellan kraftplatta och accelerometer, men eftersom båda mätinstrumenten är så pass känsliga är detta mer eller mindre en omöjlighet. Vi anser därför att korrelationerna på 0,95 och 0,93 i medio-lateral riktning är tillräckligt bra för att kunna säga att kraftplattan enligt våra mätningar går att ersätta med accelerometern vid uppmätning av posturalt svaj i medio-lateral riktning. Huruvida mätningarna är gjorda med ett korrekt tillvägagångssätt diskuteras nedan.

Det ses en stor skillnad i den anterior-posteriora riktningen. Här visar resultaten att korrelationen är betydligt sämre än i medio-lateral riktning. Vid öppna och stängda ögon var korrelationen 0,71 respektive 0,43 (tabell 2). Korrelationen är alltså avsevärt sämre i den anterior-posteriora riktningen, både med öppna och stängda ögon.

Några utav anledningarna till denna stora skillnad skulle kunna bero på placeringen utav accelerometerprototypen hos de olika testdeltagarna. Denna placering varierades på grund av individens svank, testledarens tejpning och med testdeltagare mellan längderna 160 - 189 cm kommer accelerometern onekligen hamna på olika höjder och lutningar. Vidare kan även tensionen i muskelmassan (t.ex. mm. erector spinae) påverka accelerometerns lutning. Denna eventuella missplacering och/eller fellutning korrigerades i efterhand med hjälp av algoritmer som med z-axelns värde räknade ut vinkeln av prototypen och ändrade den så z-axeln alltid var vinkelrät mot horisontalplanet och visade  $9,81 \text{ m/s}^2$  (tyngdaccelerationen) I fortsättningen skulle man kunna försöka fästa accelerometern på ett ställe där accelerometern inte påverkas lika mycket av muskelmassa samt förbättra algoritmen som kompenserar för skillnader i höjd och lutning ytterligare.

Av tabell 2 kan man även utläsa att min-, max-, och medianvärdena i anterior-posterior riktning var högre både vid mätning med kraftplatta och accelerometer. Detta anser vi vara normalt då det visats att människan vid stående tenderar att svaja mer i anterior-posterior riktning än i medio-lateral riktning (41). En förklaring till detta är att eftersom kroppen vid stillastående är som en inverterad pendel måste alltid en liten förflyttning av tyngdpunkten

ske. Då kroppen rent anatomiskt tillåter mer svaj i antero-posterior riktning är det i detta plan som det är enklast att behålla postural stabilitet. Det är också lättare att kompensera för svajet i denna riktning än i sidled, framförallt med hjälp av ankelstrategin. (17,23)

Hilliard M et al har i sin studie visat att personer som faller oftast gör det i medio-lateral riktning (44). Ur den aspekten talar resultaten till accelerometerns fördel i syftet att kunna förebygga fall. En av anledningarna till att fall inte sker i antero-posterior riktning lika ofta är att man i denna riktning tar hjälp av fotledsstrategin och höftledsstrategin.

I denna studie deltog en stor andel unga personer, medelvärdet uppkom till 23 år. Amaridis I et al har i en studie undersökt att äldre personer aktiverar muskler i höftregionen samt förlitar sig på höftstrategin i en större utsträckning än yngre personer(45). Vi kan inte göra några utlåtanden om resultaten som vi kom fram till skulle bli liknande med en äldre undersökningsgrupp. Målet med denna studie var att jämföra validiteten hos den bärbara accelerometern samt jämföra mot en kraftplatta, inte att undersöka en viss demografi. I framtiden borde en studie med äldre testdeltagare utföras för att utvärdera validiteten hos accelerometern med större fokus på höftstrategin.

Ett antal felkällor i utförandet har uppmärksamats.

Standardiseringen av själva testet kan förbättras i framtiden. I detta test fäste vi en punkt strax under ögonhöjd för att få 20 graders flexion i nacken på testpersonerna. För att standardisera detta hade man kunnat använda en myrinmätare för att säkerställa vinkeln i nacken. Det var inte heller helt tyst i rummet under testen då testledarna pratade vilket kan ha påverkat testdeltagarna.

När testledare två och tre startade mätningarna kan vi inte vara säkra på att detta gjordes precis samtidigt, en lösning på detta är att nästa prototyp utrustas med trådlös startknapp som kan synkroniseras till datorn som kraftplattans mjukvara finns på.

När det gäller mätfel och data som sticker ut från mängden hade en lösning på detta kunnat vara att filma alla testförsök för att kunna observera vad som sker vid just den tidpunkten under det specifika testet. Under studien observerades ett mätfel som förklaras som elektronikfel då acceleration ökade med sju meter per sekund varje sekund vilket skulle ha resulterat i att denna person i slutet av testet skulle ha rört sig i 210 meter per sekund. Denna mätning togs inte med i analysen.

I Bergs balansskala som dagens fysioterapeuter använder ingår det dynamiska samt statiska moment (12). Varför denna studie endast utförde statiska test beror på att det då är färre parametrar att observera. I framtida studier borde en metod utformas för att jämföra accelerometern och kraftplattan under dynamiska balansmoment.

Fler mätningar krävs för att säkerställa resultatet av mätningar gjorda i antero-posterior riktning, då den lägsta korrelationen uppkom i dessa test. Dessa mätningar skulle kunna genomföras i en ny studie där ovan nämnda felkällor korrigeras samt förbättringsförslagen efterföljs.

## 10. Slutsats

Den bärbara accelerometern visade mycket god i validitet i mätning av posturalt svaj i medio-lateral riktning med både öppna och stängda ögon. I antero-posterior riktning visades god validitet vid test med öppna ögon och måttlig validitet med stängda ögon. Då de flesta fall sker i medio-lateral riktning ser accelerometern ut att enligt våra resultat ge goda förutsättningar för att kunna förutse fallbenägna individer. Dock krävs det att accelerometern även visar mycket god validitet i antero-posterior riktning för att helt kunna ersätta kraftplattan. Placering av accelerometern på kroppen spelar stor roll för mätvärdena. Ett sätt att minska känsligheten av placeringen är att utveckla algoritmen så den kan kompensera för eventuell felplacering. Då detta var en pilotstudie har testen använts på ett relativt litet antal personer, fler och mer omfattande test behöver utföras för att säkerställa validiteten för accelerometern särskilt hos personer med hög risk att falla.



## 11. Referenslista

1. Regeringskansliet. Uppdrag att ta fram och genomföra en utbildningsinsats. Dec 2015. Stockholm [citerad 23 september, 2016] Tillgänglig från: <http://www.regeringen.se/regeringsuppdrag/2015/12/uppdrag-att-ta-fram-och-genomfora-en-utbildningsinsats-for-att-forebygga-fallolyckor/>
2. Socialstyrelsen. Balansera mera – kampanj för att förhindra fallolyckor. 2016: Stockholm: Socialstyrelsen, 2016. [citerad 22 september 2016]. Tillgänglig från: <http://www.socialstyrelsen.se/balanseramera>
3. Sveriges Kommuner och Landsting (SKL). Nationell satsning för patientsäkerhet. [Fall och fallskador - Åtgärder för att förebygga](#). 2011
4. Socialstyrelsen. Lägesrapport inom patientsäkerhetsområdet 2016 [Internet]: Stockholm: Socialstyrelsen, 2016. [citerad 22 september 2016]. Tillgänglig från: <http://www.socialstyrelsen.se/publikationer2016/2016-4-21>
5. Myndigheten för samhällsskydd och beredskap (MSB). Fallolyckor - Statistik och analys. Karlskoga, 2014. [citerad 5 oktober 2016]. Tillgänglig från: [:https://www.msb.se/sv/Produkter--tjanster/Publikationer/Publikationer-fran-MSB/Fallolyckor---statistik-och-analys/](https://www.msb.se/sv/Produkter--tjanster/Publikationer/Publikationer-fran-MSB/Fallolyckor---statistik-och-analys/)
6. Tinetti M., Doucette J., Claus E. & Marottoli R. Risk factors for serious fall injury among community elderly persons. *Journal of the American Geriatrics Society* 43, 1995; 1214–1221
7. Swift C. Care of older people: falls in late life and their consequences – implementing effective services. *British Medical Journal* 2001; 322, 855–858.
8. Jaglal S., Kreiger N. & Darlington G. Past and recent physical activity and risk of hip fracture. *American Journal of Epidemiology* 1993 ;138,107–118.
9. Kim S. Risk factors for severe injury following indoor and outdoor falls in geriatric patients. *Archives Of Gerontology And Geriatrics*. 2016 Jan; 6275-82.
10. Sveriges Kommuner och Landsting (SKL). Nationell satsning för patientsäkerhet. [Fall och fallskador - Åtgärder för att förebygga](#). 2011
11. Hatch J, Gill-Body K, Portney L. Determinants of balance confidence in community-dwelling elderly people. 2003 Dec; 83(12):1072-9
12. Blum L, Korner-Bitensky N. Usefulness of the Berg Balance Scale in stroke rehabilitation: a systematic review. *Physical Therapy*. 2008 Maj; 88(5): 559-566.
13. Downs S, Marquez J, Chiarelli P. The Berg Balance Scale has high intra- and inter-rater reliability but absolute reliability varies across the scale: a systematic review. *Journal Of Physiotherapy*. 2013 Jun; 5993-99.
14. Everitt B. *The Cambridge dictionary of statistics*. Andra upplagan. Cambridge: Cambridge University Press; 2002.
15. Piirtola M, Era P. Force Platform Measurements as Predictors of Falls among Older People – A Review. *Gerontology*. 2006 Jan; 52(1): 1-16.
16. Lindemann U, Nicolai S, Becker C, Moe-Nilssen R, Chiari L. Assessment of balance in unsupported standing with elderly inpatients by force plate and accelerometers. *Aging - Clinical And Experimental Research*. 2012 Feb; 24(1): 37-41.
17. Winter D A. Human balance and posture control during standing and walking. *Gait & Posture*. 1995; 3(4): 193-214.

18. Olchowik G, Tomaszewski M, Olejarz P, Warchol J, Rozanska-Boczula M, Maciejewski R. The human balance system and gender. *Acta Of Bioengineering And Biomechanics*. 2015; 17(1): 69-74.
19. Rubenstein L.Z., Josephson K.R., The epidemiology of falls and syncope, *Clinics in Geriatric Medicine*, 2002, Vol. 18(2),141–158
20. Jacobson G.P., Newman C.W., Kartush J.M. *Handbook of balance function testing*, St. Louis, Mosby Year-Book, 1993
21. Nashner L.M., *Practical Biomechanics and Physiology of Balance*, [in:] Jacobson G.P., Newman C.W., Kartush J.M. (ed.), *Handbook of balance function testing*, St. Louis, Mosby Year-Book. 1993
22. Moore K, Agur A, Dalley A. *Essential clinical anatomy*. Philadelphia: Walters Kluwer Health/Lippincott Williams & Wilkins. 2011
23. Shumway-Cook A, Woollacott M. *Motor control : translating research into clinical practice*. 4:e upplagan. Philadelphia: Lippincott Williams & Wilkins; 2012
24. Kihun C, Kyongsuk L, Byungjoon L, Hwangjae L, Wanhee L. Relationship between Postural Sway and Dynamic Balance in Stroke Patients. *Journal Of Physical Therapy Science*. 2014 Dec; 26(12): 1989-1992.
25. Ogaya S, Okita Y, Fuchioka S. Muscle contributions to center of mass excursion in ankle and hip strategies during forward body tilting. *Journal Of Biomechanics*. 2016 Okt; 49(14): 3381-3386.
26. Colobert B, Crétual A, Allard P, Delamarche P. Force-plate based computation of ankle and hip strategies from double-inverted pendulum model. *Clinical Biomechanics*. 2006 Jan; 21427-434.
27. Sultan K. *Inverted Pendulum, Analysis, Design and Implementation* [broschyr/pamphlet]. Karachi, Pakistan: Institute of Industrial Electronics Engineering; 2003. [citerad 8 november, 2016] Tillgänglig från: <http://www.engr.usask.ca/classes/EE/480/Inverted%20Pendulum.pdf>
28. Loram I, Lakie M. Human balancing of an inverted pendulum: position control by small, ballistic-like, throw and catch movements. *Journal Of Physiology-London*. 2002; 540(3): 1111-1124.
29. Mok N, Brauer S, Hodges P. Hip strategy for balance control in quiet standing is reduced in people with low back pain. *Spine*. 2004 Mar; 29(6): E107-E112.30. Horak FB, Nashner LM. Central programming and postural movements: adaptation to altered support-surface configuration. *Journal of Neurophysiology*.1986;55(6):1369-1381
31. Infonomy.com [Internet]. Lund. Infonomy. 2015 [Uppdaterad 2015-09- 01; Citerad 26 oktober 2016] Tillgänglig från: <http://www.infonomy.com/news/>
32. Live Science. . Accelerometers: What They Are & How They Work. Live Science. [Internet]. 2013 [citerad 23 september 2016], Tillgänglig från: <http://www.livescience.com/40102-accelerometers.html>
33. Omega. Accelerometer - Introduction to Acceleration Measurement [Internet]. 2016 [citerad 10 oktober 2016], Tillgänglig från: <http://www.omega.com/prodinfo/accelerometers.html>
34. Comparison. Seimetz C, Tan D, Katayama R, Lockhart T. A comparison between methods of measuring postural stability: force plates versus accelerometers. *Biomedical sciences instrumentation*. 2012;48:386-392.
35. Metitur Oy. Good Balance [internetbroschyr.]. Jyväskylä: Metitur Oy; n.d. [http://www.papapostolou.gr/clientfiles/file/pdf/Good\\_Balance\\_Brochure.pdf](http://www.papapostolou.gr/clientfiles/file/pdf/Good_Balance_Brochure.pdf)
36. Analog devices. ADXL355. Norwood (MA) U.S.A: ©2016 Analog Devices, Inc [citerad 26 mars, 2017] Tillgänglig från:[http://www.analog.com/media/en/technical-documentation/data-sheets/ADXL354\\_355.pdf](http://www.analog.com/media/en/technical-documentation/data-sheets/ADXL354_355.pdf)

37. Texas Instrument. ADS1115. Dallas (TX) U.S.A:©2016 Texas Instruments Inc, [citerad 26 mars, 2017] Tillgänglig från: <http://www.ti.com/lit/ds/symlink/ads1115.pdf>
38. Atmel. ATmega32U4. San Jose(CA) U.S.A: ©2015 Atmel corporation, [citerad 26 mars, 2017] Tillgänglig från: [http://www.atmel.com/Images/Atmel-7766-8-bit-AVR-ATmega16U4-32U4\\_Datasheet.pdf](http://www.atmel.com/Images/Atmel-7766-8-bit-AVR-ATmega16U4-32U4_Datasheet.pdf)
39. Yang F, Pai Y. Can sacral marker approximate center of mass during gait and slip-fall recovery among community-dwelling older adults?. *Journal Of Biomechanics*. 2014 Dec; 47(16): 3807-3812.
40. Clippinger KS. *Dance Anatomy and Kinesiology*. Champaign, Il: Human Kinetics; 2006.
41. 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;52:204–13.
42. Altman D. *Practical statistics for medical research*. Ninth edition. New York: Chapman & Hall/CRC;1991
43. Mukaka M. Statistics corner: A guide to appropriate use of correlation coefficient in medical research. *Malawi Medical Journal*. 2012 Jan; 24(3): 69-71.
44. Hilliard M, Martinez K, Janssen I, Edwards B, Mille M, Rogers M, et al. Original article: Lateral Balance Factors Predict Future Falls in Community-Living Older Adults. *Archives Of Physical Medicine And Rehabilitation*. 2008 Jan; 89:1708-1713.
45. Amiridis I, Arabatzi F, Hatzitaki V. Age-induced modifications of static postural control in humans. *Neuroscience Letters*. 2003 Okt; 350(3):137-140.

## 12. Bilagor

### 12.1 Informerat samtycke

Hej! Vi heter Martin och Nils och går i termin 5 på fysioterapeutprogrammet vid Lunds universitet. Vi ska genomföra en studie om balans under de kommande veckorna och skulle behöva Din hjälp genom att utföra ett stående balanstest. Syftet med studien är att testa tillförlitligheten för en prototyp framställd av Infonomy AB genom att jämföra resultatet från prototypen med resultatet från en kraftplatta.

Fall och fallskador är mycket vanligt bland personer över 65 år. Det finns många studier på hur dessa fall påverkar de drabbade och även samhället. I dagsläget mäter man svaj på en kraftplatta som ofta finnes på speciella laboratorier. Dessa plattor är icke mobila samt relativt dyra. Vi vill jämföra denna platta mot nya prototyper som fästes på kroppen och är därmed mer mobil. Det långsiktiga målet är att kunna ersätta kraftplattan med accelerometern och då mäta posturalt svaj hos fler individer och i bästa fall kunna arbeta preventivt mot fall och fallskador.

Deltagandet innebär att Du kommer genomföra ett test medan Du står på en kraftplatta samt har på dig en accelerometer. Du kommer stå på kraftplattan i 30 sekunder med öppna ögon och sedan 30 sekunder med stängda ögon. Testet beräknas ta ca 10-15 min och kommer äga rum på Health Science Centre i Lund.

Resultatet kommer vara helt anonymt och kommer inte gå att kopplas till en enskild individ då det kommer redovisas i en sammanställd form.

Alla deltagare kan få den färdiga studien skickad till sin mailadress om man så vill.

Att vara med i denna studie är helt frivilligt och Du kan närsomhelst avbryta testet och/eller projektet utan att specificera varför. Om du vill delta i denna studie ber vi dig skriva under nedan och lämna in till någon av oss.

Om du har/haft en sjukdom som påverkar balansen ber vi dig att tacka nej till att delta i denna studie.

Vid eventuella frågor, tveka inte att kontakta oss!

Martin Johansson  
Epost: [martin.johansson93@gmail.com](mailto:martin.johansson93@gmail.com)  
Telefon: 0730890118

Handledare:  
Eva Ekvall Hansson  
Docent i sjukgymnastik  
Forskargrupp fysioterapi  
Institutionen för hälsovetenskaper Lunds universitet  
+4646-2221986

Nils Annertz  
Epost: [nils.annertz@gmail.com](mailto:nils.annertz@gmail.com)  
Telefon: 0734166139

## 12.2 Samtyckesblankett



LUNDS UNIVERSITET  
Medicinska fakulteten

### Samtyckesblankett

Jag har tagit del av informationen om **“Jämförelse av accelerometer och kraftplatta vid mätning av antero-posteriort och medio-lateralt posturalt svaj.”**.

Jag har också tagit del av informationen att deltagandet är frivilligt och att jag kan avbryta när som helst utan att behöva ange orsak.

Härmed ger jag mitt samtycke till att delta i studien.

*Underskrift av studiedeltagare*

*Underskrift av student*

\_\_\_\_\_  
Ort, datum

\_\_\_\_\_  
Ort, datum

\_\_\_\_\_  
Underskrift

\_\_\_\_\_  
Underskrift

\_\_\_\_\_  
Telefonnummer

\_\_\_\_\_  
Telefonnummer

*Postadress:* Institutionen för hälsovetenskaper, Box 157, 221 00 Lund. *Besöksadress:* Baravägen 3, Lund  
*Telefon:* 046-222 00 00 vx. *Telefax* 046-222 18 08

## 12.3 SOP - Standard Operation Procedure

Lund University  
Health Sciences Centre  
Baravägen 3, Lund



LUND UNIVERSITY  
Faculty of Medicine

### SOP for Good Balance

#### User Protocol for balance testing on force platform

Measurements of postural balance in static and dynamic standing

<b>Version:</b> 3	<b>Quality manager:</b> Åsa Tornberg	<b>Valid from:</b>
<b>Revised:</b> as needed	<b>Current version compiled by:</b> Kristoffer Lidengren & Stephen Fritzdorf	<b>Approved by:</b>

#### Table of Contents

<b>Start Procedure .....</b>	<b>2</b>
<b>Positioning of the platform .....</b>	<b>4</b>
<b>Protocol .....</b>	<b>5</b>
<b>Extracting data .....</b>	<b>8</b>
<b>Safety precautions .....</b>	<b>9</b>
<b>Log for revisions .....</b>	<b>10</b>
<b>References .....</b>	<b>11</b>

## Start Procedure

Connect the power cable to the Good Balance platform (GB). Use the cable that says *Good balance serial 97084* (Figure 1).



Figure 1. Good balance power cable

Switch GB on by pressing the button next to where you plugged in the power cable (Figure 2)



Figure 2. Platform and BT switched off



Figure 3. Platform and BT switched on

You should see a green light and a blue blinking light (figure 3). The blue blinking indicates that the Bluetooth (BT) is switched on.

Connect the power cable to the grey laptop that says 3909 and *Mät dator Mät nät* on the screen (figure 4).



Figure 4. Correct Laptop

Start the laptop and log in with username: *HSL* and password: *Oxycon1234*

Press YES to continue if you hear a beep and see the message "Novell security message. The tree or server cannot be found..."

Find the BT logo in the right hand corner of the task bar (next to the digital clock).

If a BT connection is established, it is a blue oval with *green* symbol.

If a BT connection is NOT established, it is a blue oval with white or red symbol.

Switch BT on by pressing this symbol on the keyboard (Figure 5):



Figure 5. Location of button for switching BT on and off.

Start the software by double-clicking the GB symbol on the desktop.

The software starts up without demanding a password or login.



**If you get an error message about ZERO levels** then this means that the calibration has failed. Regardless of whether you get the error message or not, calibration should always be performed at the beginning of a test day. Start up the software and calibrate according to the document called *Good Balance – Calibration*.

### Positioning of the platform

**Peaceful environment** Avoid noise and visual distractions.

**Temperature** is to be kept between 16 and 26° Celsius.

**Distance from wall** The platform is to be placed so that there is a gap of 65 cm between the part of the platform closest to the wall and the wall (Figure 6).

**Visual fixation** A dark dot set at eye level of the participant, approximately 1 m in front of the participant when standing on the platform. We use a piece of white tape with a dark dot on so that we can easily adjust the height of the dot (Figure 7). **The position of the head** – Movement can shift the location of the mass and can effectively elicit postural reflexes. The use of visual fixed point helps to minimise movements.

**Level platform** There is a spirit level available in the HSL on the Biodex computer station. One can also choose to download an application to a smartphone and use that. If the angle is  $\geq 4$ , adjust the height of the transducer's legs (there is one in each of the three corners of the platform).

Make sure the platform is not in contact with any objects.



Figure 6. Correct distance from visual fixation



## Protocol

### **Starting a new project**

Start new project by clicking *Project – New* (Figure 8)

Give the project an appropriate name and press OK.

Add tester by clicking *Tester – New* and enter the name of the tester.

Add participant by clicking *Testee* –in the menu bar and selecting *New*. Fill in surname, first name, height, weight and sex. Participants must be between 20kg and 200kg. It is not necessary to complete S.I.C., Day of birth, or Comment. Please see separate protocols for measurement of height and weight. Press ok.

Figure 8 – main screen

### **Continuing an existing project**

Start your existing project by clicking *Project –* and select your project from the list of projects.

Choose tester by clicking *Tester* and select appropriate tester from the list of testers.

Add participants as needed by following the instructions above in the *When starting a project*.

### **Running a test**

Start by having the participant stand on the platform according to the instructions below.

### Location of legs, feet and arms

Arms are to be held relaxed at the sides of the subject (figure 6). Knees are to be kept straight but not hyperextended.

### When testing on two feet

1. Let the participant stand with the amount of external rotation that is comfortable for the but measure and note the distance between heels and big toes so that the same distance can be used when / if the participant is to be tested again.
2. Keep the same distance from both feet to the line in the middle (ignore yellow line).
3. Place the same distance from both heels to the tape measure (figures 9 and 10).

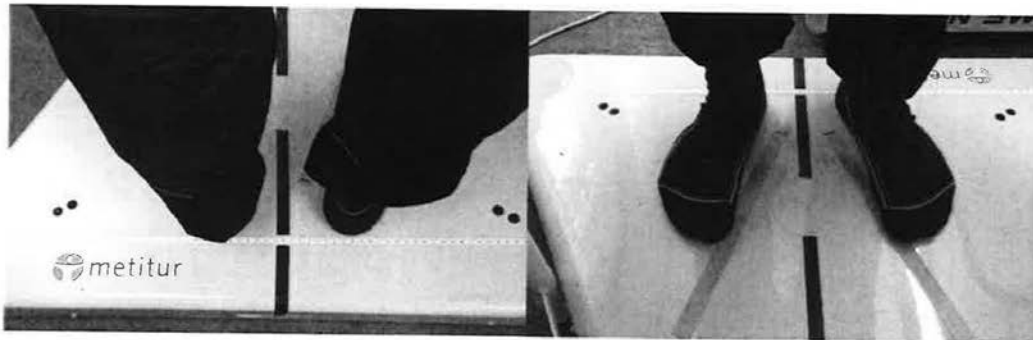


Figure 9. Heel to tape measure

Figure 10. Distance from inside of feet to line in the middle

### When testing on one foot (Figure 11.)

1. Place heel in line with tape measure.
2. Place big toe and inside of the heel on the tape in the middle.



Figure 11. One leg stance

Lund University

### **Start measurement**

Click *Measurement / Static measure* or *Dynamic measure*.

### **Static measure**

Enter measurement time

Choose the type of measurement of interest (*normal standing EO* means *normal standing Eyes Open* and *EC* means *Eyes Closed*)

### **Dynamic Measure**

Select route (type of measurement)

### **Saving the data**

Data is saved automatically and you can safely close the pop-up windows that show up automatically after each test. See *Extracting data* in this document for information about how to export the data.

### **Shutting down**

1. Shut down software and computer
2. Switch platform of
3. Unplug

### **Repeat the test for the same person**

Have the participant get off the platform and sit down for a minute so that accumulated fatigue in the standing leg influences the result as little as possible.

Start new measurement from *Start measurement* above

### **Repeat the test for a new person**

Add a new person as per the instructions in *Protocol – Starting a new project*

Start new measurement the same way you did for the previous participant

### **Definition of Dominant Leg**

We employ the same definition as the one used in the SCAT3 (1): ask the participant which leg they would kick a ball with and use this as the dominant leg.

7

Lund University

## Extracting data

To acquire values presented as Scaled (calculations made based on the height of the individual participant) and not Absolute (standard of 180cm), make sure that the software is set up as follows:

Click *options / preferences / measurement / value for display or export* and check that the box for Scaled is checked.

You may now start the extraction.  
Choose *file / Export Wizard* from the menu.

The *Export Results* window will pop up.

Select a project in the tree view and click *Add*.

All measurements that belong to the selected project will be shown in the Selected Measurements – list box.

Click *File* to choose a destination to export to and choose a name for the export. Click *Save*.

Click *start export*.

Your data has now been exported to one single file in the format of .dat

In the folder *My computer / Local disc (C:) / Program files / Metitur / Good Balance / Help with export and analysis* you will find an excel sheet called *interpretation*. Copy both this excel sheet and your own .dat file to a memory stick.

Insert the memory stick into your computer and open your .dat file by right clicking it and then choose *open with...* and choose to open with Excel.

What you see now is a number of rows. Each row is a single cell containing all of the information from one test.

Each cell contains information about participants and measurements and.

The next step is to manually split this one big cell up into many smaller cells. This is done by following the guide in the excel sheet called *interpretation*.

Lund University

Safety precautions

None required.

Lund University

### Log for revisions

<b>Version</b>	<b>Valid from</b>	<b>Reason for revision</b>	<b>Date</b>	<b>Initial:</b>
1	07-12-2015	Created the first version	07-12-2015	KL
2	14-03-2016	Added photos and improved the protocol prior to starting biological quality controls	14-03-2016	KL, SF
3	06-09-2016	Adjusted wording, added photos of computer screen, removed and added text where needed for clarification.		KL, SF, Å

Lund University

## References

1. SCAT3™ Sport Concussion Assessment Tool – 3rd edition. *BJSM Injury Prevention and Health Protection*. 2013;47(5):259-62.
2. Ha H, Cho K, Lee W. Reliability of the good balance system((R)) for postural sway measurement in poststroke patients. *Journal of physical therapy science*. 2014;26(1):121-4.
3. 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(4):204-13.
4. Pajala S, Era P, Koskenvuo M, Kaprio J, Tormakangas T, Rantanen T. Force platform balance measures as predictors of indoor and outdoor falls in community-dwelling women aged 63-76 years. *The journals of gerontology Series A, Biological sciences and medical sciences*. 2008;63(2):171-8.