



**MÄTNING AV ROTATION LUMBALT MED PORTABLA SENSORER
SOM FÄSTES PÅ HUDEN**

TEST AV INTRA- OCH INTERTESTERRELIABILITET

Kandidatnummer: 209510

Type eksamen: Manuellterapi teori: MANT395, höst 2012

Masterprogram i helsefag – Kliniskt masterstudium i manuellterapi for fysioterapeuter

Institutt for samfunnsmedisinske fag, Universitetet i Bergen

Antall ord: 10197

SAMMANFATTNING	3
ABSTRACT	4
INTRODUKSJON	5
Bakgrunn og generelt om emnet	5
Sentral teori på området og studiens teoretiske forankring	6
Kort om tidligere forskning på området	7
HENSIKT	9
METODE	9
Reliabilitet	9
Intern validitet	11
Extern validitet	11
Urval	12
Etiske hensyn	12
Utrustning	13
Sensorplacering	14
Utförande	15
Dataanalys	19
RESULTAT	20
Tabeller och figurer	20
Sammanfattning av resultatet	24
DISKUSSION	26
Reliabilitet	26
Begränsningar kopplade till studiedesign	27
Intern validitet	27
Extern validitet	29
Variation i gångmönster	29
Dataanalys	29
KONKLUSION OCH REKOMMENDATIONER FÖR FRAMTIDA FORSKNING	30

REFERENSER	32
VEDLEGG	38
Appendix 1	38
Forespørsel om deltagelse i studie	38
Screening gangtesting normaldata	39

SAMMANFATTNING

Syfte och problemställning

Huvudsyftet med studien är att undersöka om sensorer fästade på huden är ett reliabelt instrument vid mätning av rotation i lumbalryggen vid gång.

Kortfattat om materiale och metod

Tjugo friska försökspersoner fick gå fram och tillbaka på en gångbana. Rotation lumbalt mättes med sensorer som fästes på huden över Th12 och S1. Två testare genomförde två test vardera (test och re-test).

De viktigaste resultaten

Då data från tre av försökspersonerna vid analys inte var fullständig, ströks dessa. Resultat från sjuutton försökspersoner analyserades därefter. Relativ reliabilitet räknades ut med intraclass correlation test (ICC 1,1) och absolut reliabilitet (mätfel) räknades ut såsom beskrivet av Bland & Altman (1996). Relativ intratesterreliabilitet var 0,90-0,91 för Th12 och 0,80-0,90 för S1. Relativ intertesterreliabilitet var 0,83 för Th12 och 0,51 för S1. Absolut intratesterreliabilitet var $\pm 1,66^{\circ}$ - $1,86^{\circ}$ för Th12 och $\pm 3,27^{\circ}$ - $4,87^{\circ}$ för S1. Absolut intertesterreliabilitet var $\pm 2,29^{\circ}$ för Th12 och $\pm 7,34^{\circ}$ för S1. Då graferna för S1 analyserades konstaterades att 8/17 inte kunde korreleras till stegfrekvens, -läng eller-mönster. De nio övriga försökspersonerna analyserades enligt ovan med relativ intratesterreliabilitet 0,98-0,99 för S1. Relativ intertesterreliabilitet var 0,99 för S1. Denna ökning var signifikant ($p=0,016$). Absolut intratesterreliabilitet var $\pm 1,41^{\circ}$ - $1,47^{\circ}$ för S1. Absolut intertesterreliabilitet var $\pm 0,91^{\circ}$ för S1. Denna minskning var dock ej signifikant ($p=0,07$).

Konklusion

Sensorer fästade på huden har potential att vara ett reliabelt instrument vid mätning av rotation i lumbalryggen under gång. Det krävs emellertid att mätmetoden förfinas för att undvika icke-analyserbara data.

Nyckelord: Ryggsmärta, sensorer fästa på huden, reliabilitet.

ABSTRACT

Purpose

The main purpose of this study is to investigate whether body fixed inertial sensors is a reliable instrument for measuring rotation in the lumbar spine.

Method

Twenty healthy volunteers walked back and forth on a walkway. Rotation in the lumbar spine was measured with body fixed inertial sensors attached to the skin over Th12 and S1. Two raters completed two tests each (test and re-test).

Results

Data from three of the subjects was not complete, and therefore excluded from the analysis. Hence, the results from seventeen subjects were analyzed. Relative reliability was calculated with an intraclass correlation test (ICC 1,1) and absolute reliability (measurement error) was calculated as described by Bland & Altman (1996). Relative intra-rater reliability was 0.90-0.91 for Th12 and 0.80-0.90 for S1. Relative inter-rater reliability was 0.83 for Th12 and 0.51 for S1. Absolute intra-rater reliability was $\pm 1.66^\circ$ - 1.86° for Th12 and $\pm 3.27^\circ$ - 4.87° for S1. Absolute inter-rater reliability was $\pm 2.29^\circ$ for Th12 and $\pm 7.34^\circ$ for S1. When the graphs of S1 was analyzed, it was found that 8/17 could not be correlated to the step frequency, -length or -pattern. The remaining nine subjects were analyzed as above with intra-rater reliability 0.98-0.99 for S1. Relative inter-rater reliability was 0.99 for S1. This increase in ICC 1,1 was significant ($p=0.016$). Absolute intra-rater reliability was $\pm 1.41^\circ$ - 1.47° for S1. Absolutely inter-rater reliability was $\pm 0.91^\circ$ for S1. This reduction was not significant ($p=0.07$).

Conclusion

Body fixed inertial sensors has the potential to be a reliable instrument for measuring rotation of the lumbar spine during walking. It requires, however, that the method is refined to avoid non-analyzable data.

Keywords: Back pain, body fixed inertial sensors, reliability.

INTRODUKSJON

Bakgrunn og generelt om emnet

Av de muskel-skelettplager som forekommer i vårt samhälle är korsryggssmärta en av de vanligaste och det mest kostsamma och drabbar upp till 80% av befolkningen någon gång under livet (Brage & Lærum, 1999; Airaksinen et al., 2006). Med korsryggssmärta avses smärtor från området mellan 12:e revbenet och glutealvecken med eller utan utstråling till nedre extremiteterna og inkluderar smärtor från L1 till S4 (Vogt et al., 2001; Lærum et al., 2007) Trots att det är ett betydande problem, såväl för de som drabbas som rent socioekonomisk, saknar cirka 80% av alla korsryggsrelaterade plager patologisk/radiologisk förklaring (Njoo & Van der Does, 1994; Burton et al., 1996; Airaksinen et al. 2006). Dessa refereras vanligentill som ospecifica korsryggssmärter og utvecklas ofta till intermitterande eller vedvarande långvariga (mer än 12 vecker) besvär (von Korff & Saunders, 1996; Pengel et al., 2003; Airaksinen et al., 2006). På engelska benämns dessa som nonspecific chronic low back pain (NS-CLBP), ospecifica kroniska korsryggsplager.

Trots problemets utbredning saknas konsensus avseende fysikalisk behandling vid NS-CLBP, vilket belyses i en litteraturstudie från 2011 (van Middelkoop et al., 2011). Med fysikalisk behandling avses i studien treningsterapi, ryggskolor, transkutan elektrisk nervstimulering (TENS), lågeffektlaserterapi, undervisning, massage, beteendeterapi, traktion, behandling i multidisciplinära team, korsryggsstøtten/ortoser samt cryo- eller værmeterapi. Man fann 83 RTC:s som granskades av två personer. Trots detta konkluderar van Middelkoop et al. (2011) med att det inte finns tillræklige data for ått sâkert konkludera effekten av fysikalisk behandling vid NS-CLBP.

En mœjlig orsak till detta svâriheten i ått finne konsensus avseende intervention tillskriver Middelkoop et al. (2011) den heterogenitet i population, intervention og grupper man jâmfœrt. Denna heterogenitet i gruppen av patienter med NS-CLBP beskrivs âven i andra studier dâr man rekommenderar ått gruppen bœr subklassificeras for ått man skall kunna utforma effektive behandlingssupplâgg (O'Sullivan, 2005; Daenkerts et al., 2006a; Fersum et al., 2010).

Internationella sâvâl som norske riktlinjer rekommenderar fysisk aktivitet som intervention vid NS-CLBP, men få studier har visat vilken typ av aktivitet som fungerer bâst (Airaksinen

et al., 2006; Lærum et al., 2007). Det har visat sig att personer med NS-CLBP generellt är mindre aktiva än friska (Spenkelink et al., 2002; Ryan et al., 2009). Gång som träning har visat sig vara en mycket bra typ av intervention för fysiskt inaktiva personer på så sätt att de inte behöver utrustning, att det kan utföras när och var som helst och med liten skaderisk (Goodrich et al., 1995; Siegel, Brackbill, & Heath, 2007; Tully et al., 2007). Trots detta ger en litteraturstudien ”Walking as an intervention for low back pain” av Hendrick et al. (2010) mycket tvetydiga svar på hur väl gångträning fungerar som behandlingsform. I studien har man emellertid endast funnit fyra artiklar och detta bristande forskningsunderlag, tillsammans med den heterogenitet och metodkvalitet artiklarna uppvisar, gör att det enligt författarna är svårt att dra några egentliga slutsatser från litteraturstudien (Hendrick et al., 2010).

Sentral teori på området og studiens teoretiske forankring

Rörelseutslag i lumbalen beskrivs på flera platser i litteraturen (Kapandji, 2008; Neumann, 2002; White & Panjabi, 1990). Rotation i horisontalplanet är den rörelseriktning med absolut minst utslag, jämfört med möjliga rörelseutslag i sagittal- respektive frontalplan. (ie. flexion/extension respektive lateralflexion höger och vänster). White & Panjabi (1990) anger ca 2 grader intersegmentell unilateral rotation i horisontalplanet från th12 till L5 samt 5 grader mellan L5 och S1. Neumann (2002), i likhet med Kapandji (2008), anger ca 5 grader unilateral rotation i horisontalplanet för hela lumbalen. Rörelseutslaget begränsas främst av facettlederna, som i stort sett är parallella med sagittalplanet, och därmed effektivt blockerar rotation i horisontalplanet. Denna begränsas även, om än i mindre grad, av spänning i facettledernas ledkapslar och i utsträckta fibrer i diskarnas anulus fibrosus som uppkommer vid rotation i horisontalplanet (Neumann, 2002). Procentuellt delar Adams et al. (2006) upp dessa i facettleder ca 30%-70%, diskar 20%-70% och ligament 0-15%. Vidare gör de lumbala musklers fiberriktning dem dåligt lämpade för att begränsa rotation i horisontalplanet, men att de däremot har kapacitet att komprimera lumbala segment.

Adams et al. (2006) poängterar vidare att vi vet lite om vilken stress rotation i horisontalplanet sätter på enskilda segment in vivo.

Det relativt begränsade rörelseutslaget och den korta neutrala zonen som detta medför innebär dock en lägre flexibilitet och större risk att hamna i ytterläge jämfört med rörelser i andra plan. Neumann (2002) och White & Panjabi (1990) menar att ytterlägesbelastning har visat sig ge skador på facettledernas ledytter och diskarnas anulus fibrosus. Vidare skriver White & Panjabi (1990) att fatigue, som vi upprepade monotona rörelser kan öka den neutrala zonen

och därmed ge upphov till ytterligare stress på strukturer nämnda ovan, däremot råder ingen konsensus om vilken kraft eller kompression som krävs för att ge en skada på segmentet in vivo (White & Panjabi, 1990).

När man tittar på rotation i horisontalplanet lumbalt bör man ha klart för sig att denna alltid är associerad till lateralflektion i frontalplanet på ett sådant sätt att den ena inte sker utan den andra och vice versa (White & Panjabi, 1990).

Då det alltid uppstår en motrörelse bäcken/thorax vid gång måste den ske i lumbalen och enligt Neumann (2002) krävs ca 3-4 grader unilateral rotation i horisontalplanet av bäckenet vid normal gång, och möjligen mer om hastigheten ökas. Kirtley (2006) skriver att denna siffra kan vara upp till 8-9 grader.

Kort om tidigare forskning på området

Trots att mycket forskning är gjord på NS-CLBP (255 träffar på ”non specific low back pain” på PubMed), och trots att flera studier som indikerar bättre behandlingsresultat för patienter där intervention skräddarsys efter besvärstyp (Main & Watson, 1996; O’Sullivan, 1997; Nachemson, 1999; Linton, 2000; Skouen et al., 2002; Fritz et al., 2003; Stuge et al., 2004; Vibe Fersum et al., 2012), finner Fersum et al. (2010) i en litteraturstudie endast 5 studier där olika typer av subklassificering används. I dessa definieras NS-CLBP på olika sätt, men genomgående är att behandling baserad på subklassificering ger bättre resultat än den som inte är det (Fersum et al. 2010). Peter O’Sullivan har utvecklat ett system, baserat på The Quebec Task Force (Spitzer et al., 1987), där flera aspekter (biopsykosocial modell) inkorporeras vid subklassificering av patienter med NS-CLBP (O’Sullivan, 2005). Detta sätt att subgruppera patienter har validerats i ett flertal artiklar (O’Sullivan, 2000; O’Sullivan, 2003; O’Sullivan, 2005; Daenkerts et al., 2006b; Daenkerts et al., 2009; O’Sullivan, 1997; Vibe Fersum et al., 2009) och har visat hög interreliabilitet för kliniker att identifiera subgrupperna (Daenkerts et al., 2006a; Vibe Fersum et al., 2009). Vidare har systemet visat sig ge bättre behandlingsresultat än gängse manuellterapi vid behandling av patienter med NS-CLBP (Vibe Fersum et al., 2012). Daenkerts et al. har i två studier jämfört skillnader i a) muskelaktivitet (Daenkerts et al., 2006a) och b) kroppshållning (Daenkerts et al., 2006b) i sittande mellan personer med NS-CLBP och en symptomfri kontrollgrupp. Resultaten visar i båda fallen ingen skillnad mellan grupperna då personer med NS-CLBP grupperas tillsammans. Då man istället subklassificerar denna grupp och jämför undergrupperna var för sig med kontrollgruppen visar detta klara skillnader.

I studier som undersöker gångmönster vid NS-CLBP finner man en rad studier som beskriver ändrad aktivitet i bålmskulatur vid gång hos personer med NS-CLBP (Arendt-Nielsen et al., 1996; Vogt et al., 2003; Lamothe et al., 2006; van der Hulst et al., 2010).

Två studier konstaterar nedsatt gånghastighet och kortare steg vid självvald gånghastighet hos personer med NS-CLBP jämfört med friska kontroller (Lamothe et al., 2002; Al-Obaidi et al., 2003). Lamothe et al. (2002) finner även bibehållet rörelseutslag i lumbal och sakrum, men ändrad koordination med avseende på rotationer mellan bäcken och lumbal.

En studie av Vogt et al. (2001) undersöker hur NS-CLBP påverkar korsryggskinematik vid gång på löpband. Detta innebär att samtliga personer gick i samma hastighet under testet. I studien finner man inga signifikanta skillnader i rörelsemönster mellan kontroll och personer med NS-CLBP. Studien visade emellertid signifikant högre variationskoefficient i samtliga rörelseplan för personer med NS-CLBP jämfört med kontroll (Vogt et al., 2001).

I studien av Al-Obaidi et al. (2003) använder man sig av en gångmatta, och tittar inte på specifik rörlighet kinematik lumbalt. Vogt et al. (2001) samt Lamothe et al. (2002) tittar på korsryggskinematik genom att använda ultraljudsbaserat respektive ett optiskt system. För mätning av tredimensionell korsryggskinematik har dessa system, tillsammans med stereoradiografi (Brown et al., 1976; Percy, 1985), och elektromagnetiska avläsningsystem (Bull et al., 1998; Burnett et al., 1998; Van Herp et al., 2000) använts. Dessa ger pålitliga data, men är av olika orsaker suboptimala för mätning av tredimensionell korsryggskinematik vid gång. Såväl optiska som radiografiska och ultraljudsbaserade system är relativt komplicerade, både att montera, i rummet och på testpersonen, samt att använda. Detta gör dem tidskrävande att arbeta med och de är dessutom dyra att köpa in. Då dessa system heller inte är portabla, krävs det att gångmätningen görs på löpband eller en mycket liten yta (1-2 steg), vilket kan innebära minskad sannolikheten för att gångmönster blir helt representativt för hur testpersonen går i sin vardag. Vad gäller radiografiska tekniker finns dessutom risken med att utsätta testpersoner för röntgenstrålning. Elektromagnetiska system är billiga och pålitliga, men kan påverkas av metaller i närheten (Milne et al., 1996; Bull et al., 1998), vilket kräver korrigeringsarbete som både är komplicerat och tidskrävande.

Senare studier har testat accelerometrar som ett relativt billigt, lättopererat och, inte minst, portabelt alternativ för att mäta kinematik vid gång (Moe-Nilssen, 1998a; Moe-Nilssen,

1998b; Tong & Granat, 1999; Mayagoitia et al., 2002; Moe-Nilsen & Helbostad, 2004; Saber-Sheikh et al., 2010) samt rörelseutslag i kolumna (Thoebald et al., 2012; Moe-Nilsen & Helbostad, 2004; Lee et al., 2003) med lovande resultat. Accelerometern har emellertid ännu inte använts vid mätning av tredimensionell korsryggskinematik vid gång.

HENSIKT

Då det finns uppenbara nackdelar med de system som för närvarande används för att mäta tredimensionell korsryggskinematik vid gång, är avsikten med denna studie att vara ett första steg i att undersöka huruvida en accelerometer skulle kunna användas som för mätning av tredimensionell korsryggskinematik. Tanken med detta är bland annat att instrumentet senare skall kunna användas i jämförande studier mellan personer med NS-CLBP och friska kontrollpersoner, alternativt personer med NS-CLBP före och efter intervention.

Huvudsyftet med studien är därför att undersöka om sensorer fästade på huden är ett reliabelt instrument vid mätning av rotation i lumbalryggen vid gång.

METODE

Reliabilitet

Detta är en metodologisk test-re-test vid ett och samma mättillfälle (within session), en typ av studie som avser att undersöka reliabiliteten hos ett mätinstrument. Målet med denna typ av forskning är att dokumentera och förbättra reliabiliteten, validiteten och sensitiviteten hos de instrument som används i kliniken eller forskningen (Domholdt 2005). Författaren (Domholdt 2005) skriver vidare att ”då mätning är en integrerad del av klinisk och forskningsmässig dokumentation, är forskning som undersöker mätningar/mätinstrument viktigt för alla yrkesgrupper som arbetar med rehabilitering”. Den forskningsdesign som lämpar sig för denna typ av studie, där man vid en specifik tidpunkt vill göra en tvärsnittundersökning av en grupp, är enligt Domholdt (2005) ett test-re-test-förfarande. En fördel med att använda sig av en prospektiv, jämfört med en retrospektiv, studiedesign, är att detta ger forskaren en möjlighet att standardisera de mät- och utvärderingsinstrument som används i studien och därmed öka trovärdigheten (Domholdt 2005).

Moe-Nilssen (1998c) hävdar även att ett viktigt steg i valideringen av en ny metod är att fastställa mätinstrumentens reliabilitet genom ett test-re-test-förfarande. Om reliabiliteten inte är god, är de data man får ut inte tillförlitliga och metoden därmed inte heller valid. Visar sig reliabiliteten då vara god, kan man göra vidare undersökningar av validiteten (Moe-Nilssen 1998c). Reliabilitet beskrivs av Domholdt (2005) som ”till vilken grad testresultat är fria från mätfel”. Vidare konstateras att utfall av ett test beror av flera olika faktorer, och att man därför bör dela upp reliabiliteten i flera komponenter, för att på så sätt få en bättre överblick över tänkbara felkällor. Komponenter som beskrivs är instrumentreliabilitet, intratesterreliabilitet, intertesterreliabilitet och intraindividuell reliabilitet (Domholdt 2005).

Dessa definieras av Doholdt (2005) som:

Instrumentreliabilitet: Instrumentet är reliabelt och således ger samma resultat vid två eller flera mätningar av exakt samma sak.

Intratesterreliabilitet: till vilken grad en testare/bedömare på ett konsekvent sätt kan mäta resultat av en specifik uppsättning av testsvar vid två tillfällen.

Intertesterreliabilitet: konsekvens av prestanda mellan flera testare/bedömare vid tilldelning av poäng/resultat till ett specifikt objekt eller testsvar.

Intraindividuell reliabilitet: Relaterad till faktiska förändringar i testpersonernas utförande av det man önskar testa från en gång till nästa.

Instrumentreliabiliteten för den aktuella accelerometern är undersökt i tidigare studier (Moe-Nilssen, 1998a; Lee et al., 2003). Då det är friska försökspersoner som skall testas under ett kort (<30min) och standardiserat gångprotokoll, som inte innebär någon inlärnings- eller uppvärmningseffekt, torde den intraindividuell reliabiliteten i den aktuella studien inte vara en faktor som påverkar resultatet. I tillägg har den aktuella accelerometern visat sig ha god sensitivitet för förändring vid mätning av flektion i korsryggen (Jacobsen, 2011). Detta är emellertid inte gjort vid gång, varför detta kan bli föremål för senare studie.

I den aktuella studien kommer tjugo friska försökspersoner att gå fram och tillbaka på en tio meter lång gångbana tolv gånger. Korsryggskinematik vid gång kommer att mätas av två manuellterapeuter separat. Målet med den aktuella studien är att undersöka intra- och intratesterreliabiliteten i förhållande till dessa två terapeuter.

Intern validitet

Domholdt (2005) beskriver validitet en i en studie som det som gör att de slutsatser som dras i studien är trovärdiga och användbara.

Den interna validiteten är den utsträckning som resultaten i en studie visar ett kausalsamband mellan den avhängiga och den oavhängiga variabeln. Den interna validiteten ökas om studiens design gör att det finns få alternativa förklaringar till förändringar i den avhängiga variabeln, i detta fall korsryggskinematik vid gång, förutom effekten av den oavhängiga variabeln som man förändrar eller alternerar i studien, i detta fall gång på gångbana (Domholdt 2005).

Varierar andra oavhängiga variabler minskar detta den interna validiteten (Ibid). Domholdt (2005) listar en rad olika faktorer som har potential att minska en studies interna validitet, men effekt av ett flertal av dessa (historia, mognad, mortalitet/bortfall) kan minskas eller helt elimineras då studiens testning görs vid ett tillfälle. Det är emellertid viktigt att detta tillfälle är representativt för patientens tillstånd. Enligt Domholdt (2005) kan själva testförfarandet vara ett hot mot den interna validiteten, men att en pilotstudie kan vara ett bra sätt att minska detta hot. Även Finch et al. (2002) anser att en pilotstudie är ett lämpligt sätt att säkra optimal instrumentvaliditet. Domholdt (2005) skriver att en pilotstudie är avgörande för att för att en studie eller ett test ska kunna genomföras på ett så smidigt sätt som möjligt. Här kan forskarna gå igenom och repetera utförandet på ett fåtal personer. Detta ger möjlighet att finputsa genomförande, hitta detaljer som måste lösas, beräkna hur många personer som behövs för att utföra testet samt hur mycket tid som bör avsättas för varje testtillfälle. Domholdt (2005) hänvisar vidare till att även instrument och forskare kan vara hot mot den interna validiteten.

Extern validitet

Den externa validiteten syftar till att undersöka till vem, var och när studien kan generaliseras. Här spelar urvals-förfarande, urvalets storlek och studiens design en viktig roll. Leder dessa, eller något annat, till att studiens generaliserbarhet begränsas innebär detta en minskad extern validitet (Domholdt, 2005). Författaren (2005) skriver vidare skriver att stora urvalsgrupper ger en mer representativ bild av populationen man önskar kunna generalisera resultaten till än vad små urvalsgrupper gör. Rent praktiska hänsyn, såsom tid och resurser är något författaren (2005) vidare problematiserar kring i förhållande till hur stor urvalsgrupp man har möjlighet att använda. Domholdt (2005) poängterar dock att ett mindre antal försökspersoner ökar möjlighet för en bättre tillpassad forskningsdesign. Här kan man även tänka sig att resultat

från ett mindre urval trots allt kan ge indikationer på om det föreligger skillnader eller inte, vilket kan ge upphov till en liknande, större studie. Författaren (2005) skriver vidare att för experimentell forskning så är 30 deltagare per grupp ansett som ett minimum för att kunna generalisera resultaten till en större population.

Urval

Tjugo friska försökspersoner i åldrarna mellan 26-64 rekryterades slumpmässigt till projektet, samtliga var anställda vid Universitetet i Bergen eller bekanta till någon av de som utförde testningen. (ta upp detta i diskussion)

Av dessa tjugo var elva kvinnor och nio män, medelålder var 43,1 år och medellängd var 174,75 cm. En av de tjugo av deltagarna hade haft korsryggsmärta (PINRS 3/10) de senaste 14 dagarna och de övriga 19 ingen korsryggsmärta alls. Ingen av de tjugo försökspersonerna hade några besvär i samband med gång.

Tabell över testpersoner

Testperson	Kön	Ålder	Längd (cm)	Testperson	Kön	Ålder	Längd (cm)
1*	K	50	161	11*	M	57	184
2	K	34	173	12	M	56	178
3	M	63	180	13	K	39	168
4	K	26	170	14	M	28	176
5	K	44	170	15**	M	28	174
6	K	50	168	16	K	64	171
7	K	34	166	17	K	56	168
8	M	61	181	18	M	31	180
9*	K	33	178	19	M	28	190
10	K	37	168	20	M	43	191

Kön: M=Man, K=Kvinna; *=personer som saknade data från två intervall eller mer och därför exkluderades vid analys av resultatet; **=person med PINRS 3/10 de senaste 14 dagarna.

Etiske hensyn

Enligt Lorensen (1998) är det viktigt att försäkra sig om att försöksdeltagarna är tillräckligt och korrekt informerade om sättet studien kommer att utföras på, studiens syfte, sekretess och att försöksdeltagarna när som helst har rätt att dra sig ur studien utan att behöva ange något skäl till detta. Domholdt (2005) skriver att informerat samtycke kan avtalas muntligt eller skriftligt, men att det måste innehålla tillräcklig information för att de potentiella deltagarna skall kunna ta ett välgrundat beslut om huruvida de vill delta i studien eller inte. För att en testperson helt självständigt skall kunna fatta ett sådant beslut krävs enligt författaren (2005) att fyra kriterier uppfylls; fullständig information om studien (utförande, syfte, potentiella

vinster, risker), förståelse av innehåll i den information som delgivits den potentiella försökspersonen, frivillighet att delta och att den potentiella försöksdeltagaren har befogenhet att själv besluta om han eller hon skall delta i studien eller ej. Domholdt (2005) anser att information om risker och potentiella vinster av en studie måste vara skriftlig, något som även Lorensen (1998) tar upp.

I denna studie förekommer ingen intervention och heller inget annat moment som kan tänkas innebära någon risk för testpersonerna. Dessa kommer dock av de skäl som angivits ovan att få skriftlig och muntlig information om projektet. De som är intresserade kommer att få ytterligare specifik skriftlig information om projektet vid testtillfället. Denna kommer att baseras på Domholdts fyra kriterier som listats ovan. I tillägg kommer varje deltagare få skriva under ett informerat samtycke.

Utrustning

Sensorn som används i denna studie är av typen MTx, Xsens, Enschede, Holland. Den innehåller accelerometrar, magnetometer och 3D gyroskop. Detta gör att instrumentet snabbt känner av riktningförändringar samt att det hela tiden kalibreras mot gravitation och magnetisk nordpol, vilket ger det stabila referenspunkter. En sammanställning av informationen från de olika systemen med en Kalmanfilter baserad algoritm (XKF3) ger en precis och förändringssensitiv mätning av rörelser i tre plan.

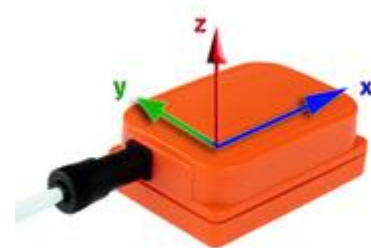
Sensorerna är 38x21mm, väger 30g och kan via Xbus master system sända insamlad data till en persondator via Bluetooth teknologi.

För de planspecifika data (specifika för horisontal- saggital och frontalplan) rapporterar tillverkaren en statisk exakthet (STATIC ACCURACY) på 1° för rotation 2° dynamisk exakthet (dynamic ACCURACY).

Detta system har testats för precision och exakthet (ACCURACY) (Moe-Nilssen, 1998a; Lee et al., 2003)

samt för test-re-test reliabilitet under gång, då avseende rörelser i saggitalplanet (Moe-Nilssen, 1998b). Theobald et al. (2011) har visat på hög reliabilitet (ICC=0.98-0.99) för en liknande sensor vid mätning av rotation i cervikalkolumna.

Flera studier beskriver användning av accelerometer vid gång (Moe-Nilssen & Helbostad 2004; Lee et al., 2003; Mayagoitia et al., 2002; Saber-Sheikh et al., 2010).



MTx XSens

Vidare beskriver Mayagoitia et al., (2002) hög korrelation mellan accelerometer och ett optiskt system vid mätning av led rörelser i höft och knä under gång. Samma optiska system användes av Tong & Granat (1999) när de fann god korrelation mellan detta och gyroskopisk mätning av knävinkel och rörelsehastighet. Saber-Sheikh et al. (2010) fann god samstämmighet mellan Xsens och ett elektromagnetiskt system vid mätning av rörelser i höft under gång.

Då Theobald et al., (2012) jämför sina resultat avseende reliabilitet vid mätning av rotation i cervikalkolumna och jämför dessa med liknande mätningar gjorda med optiska och elektromagnetiska system konstaterar man att de resultat man uppnått är jämförbara (elektromagnetiska system ICC=0.96-0.98) eller högre (optiska system ICC=0.92-0.95).

Sensorplacering

Sensorerna fästes sakralt, över spinalutskottet på S1 samt thorakalt över spinalutskottet på Th12. Samma sensorplacering har använts i tidigare studier av lumbalryggen vid gång (Vogt et al. 2001).

För att finna dessa punkter användes följande referenser:

- En tänkt linje mellan spine iliaca posterior superior passerar över spinalutskottet på S2
- En tänkt linje mellan högsta punkten på criste iliaca passerar mellan L4 och L5.
- C7 identifierades genom att se palpera det mest prominenta spinalutskottet i området samt genom att identifiera C6 vid extension.
- En tänkt linje mellan angulii inferior scapulae passerar över spinalutskottet på Th7 användes som en referens om punkterna ovan inte korrelerade.

Därefter räknade testaren, en av två erfarna manuellterapeuter sig fram till aktuella spinalutskott.

Sensorerna fästes med elastiska bälten för att hindra att de gled under försöket. Systemet har en elektronisk batterienhet, en logg, som tar emot signaler från sensorerna och loggar dem i realtid. Denna enhet väger 200g och placerades på testpersonens sida på ett sådant sett att den inte störde det normala gångmönstret. Den elektroniska loggen skickade information till en personator via Bluetooth i realtid under hela testet.

Utförande

Testet gjordes i gånglaboratoriet på avdelningen för Forskergruppen i Fysioterapi, Institutt for Samfunnsmedisinske fag, Universitetet i Bergen (UiB) i Kalfarveien. Testare var två erfarna manuellterapeuter. Dessa var 34 respektive 42 år gamla, hade sju respektive femton års erfarenhet som praktiserande sjukgymnaster, varav två respektive elva år som manuellterapeut.

Hela testproceduren för en deltagare tog ca 30 minuter och inleddes med att deltagaren fick fylla i formulär rörande demografiska data och informerat samtycke (se appendix 1). Därefter fästes mätutrustningen som beskrivet ovan av en av testarna och deltagaren fick instruktioner i utförande av testet. Varje deltagare skulle gå på en tio meter lång gångbana, där registrering skedde under de mellersta sju metrarna. Detta för att undvika effekter av acceleration och inbromsning vid analys av resultat. Mätning startades och avslutades genom att testpersonen passerade fotoceller som var anslutna till den aktuella programvaran via Bluetooth. Varje person instruerades att gå sträckan fram och tillbaka i jämn hastighet. Denna procedur utfördes i tre olika hastigheter för varje gång sensorerna placerades på testpersonen.

Instruktionen till testpersonen för dessa tre hastigheter var: (1) Gå långsamt, som att du stod och väntade på bussen, (2) Gå i din normala hastighet och (3) Gå så snabbt du kan, men spring inte. Samtliga instruktioner följdes av ”gå fram och tillbaka en gång och stanna i slutet av gångbanan innan du går tillbaka”, vilket gjorde att varje hastighetsinstruktion resulterade i dataset från två intervaller (fram och tillbaka).

Dataset från ett typisk intervall(i detta fall vid Th12) finns representerad i Bild 1 nedan.

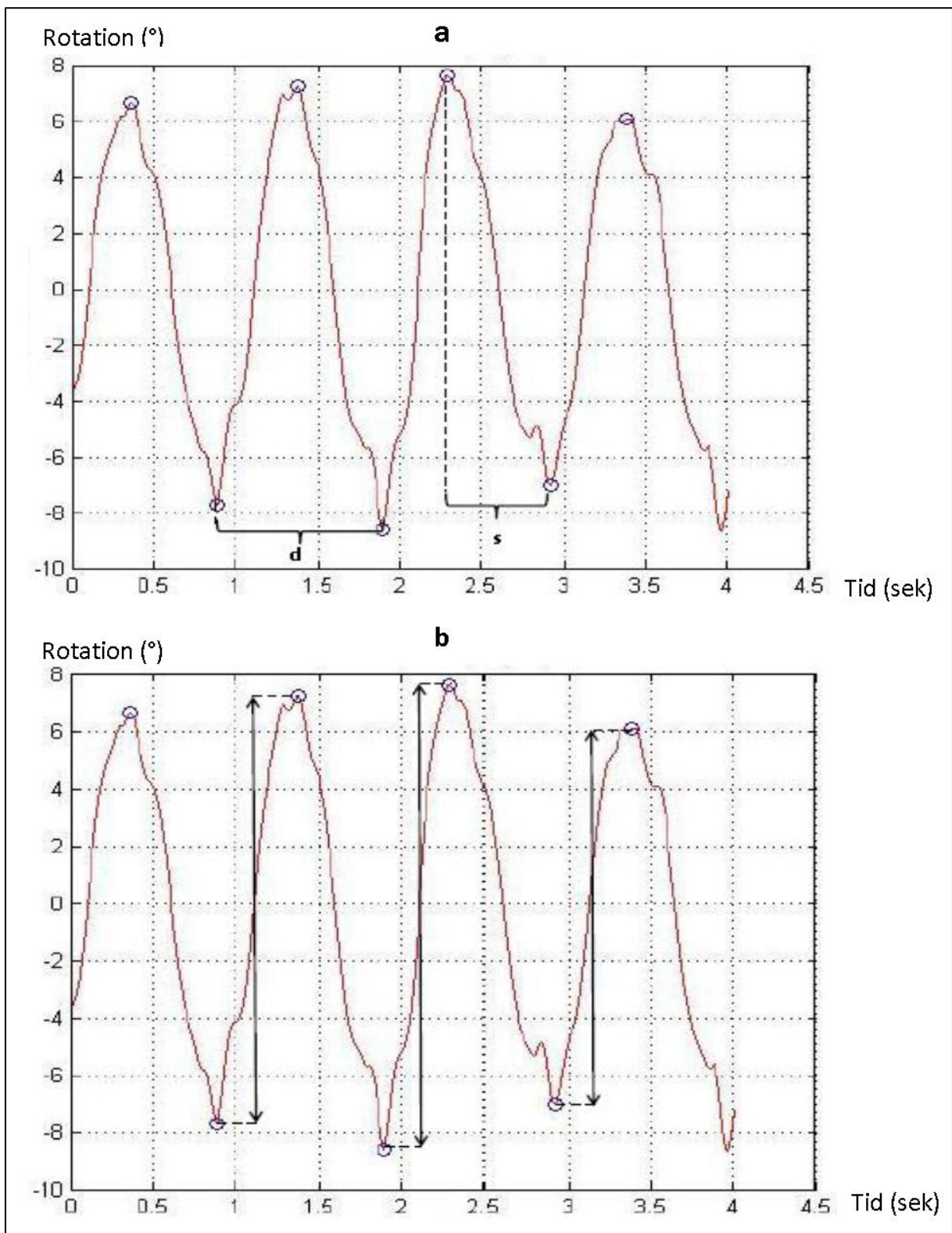


Bild 1. Rotation vid Th12 för en testperson under ett intervall.

Bild 1a och 1b visar samma intervall. Bild 1a visar sträckan mellan två maximum- eller två minimum-punkter (d) som i figuren representerar tiden för ett dubbelsteg, alltså den tid det tar

från att en fot sätts ner i marken (heel-strike) till det att samma fot sätts i marken igen. Sträckan från en maximum-punkt till en minimum-punkt (s) i figuren, motsvarar tiden det tar från att en fot sätts i marken (heel strike) till det att den andra foten sätts i marken. Då ingen person går helt symmetriskt är sträckan (d) inte med nödvändighet $2x(s)$. För att minska effekten av denna asymmetri togs amplituden, alltså total rotation vid respektive mätpunkt (Th12, S1), i de tre steg som togs mest centralt på gångbanan. Dessa kom från olika dubbelsteg och motsvaras av pilarna i Bild 1b. Från dessa tre räknades ett medeltal av amplituden, ie. rotationen i grader, ut. Denna medelamplitud utgjorde testpersonens rotation vid respektive mätpunkt (Th12, S1) i det specifika intervallet.

Orsaken till att tre steg valdes var att då testpersonerna gick så snabbt de kunde, gav detta upphov till ca tre dubbelsteg, det vill säga minst fem steg, för de flesta av deltagarna. Några hade fler steg, men ingen hade färre steg än så. Detta torde även minska inverkan av den oregelbundenhet som alltid uppträder vid analys av enskilda steg i ett gångmönster.

Att ta de mest centrala stegen torde ytterligare minska eventuella effekter av acceleration och inbromsning.

Då varje testperson under testet gick fram och tillbaka i tre olika hastigheter (långsamt, normalt, snabbt) gav ett sådant test alltså sammanlagt dataset från sex intervaller för respektive mätpunkt (Th12, S1), och följaktligen sex (medel-)rotationsamplituder.

Då ett syfte var att mäta intratesterreliabiliteten för varje testare, gjordes samma test en gång till av samma testare (re-test). Därefter utfördes exakt samma procedur av den andre testaren. Turordningen med avseende på vilken testare som började testa testpersonen randomiserades. Testpersonerna tog av mätutrustningen mellan varje test.

Detta innebar alltså att varje testperson gick fram och tillbaka på gångbanan sammanlagt tolv gånger, vilket resulterade i dataset från 24 intervaller.

De sex medelamplituder som varje test gav upphov till sattes in i som punkter i en graf. (se exempel i Bild 2).

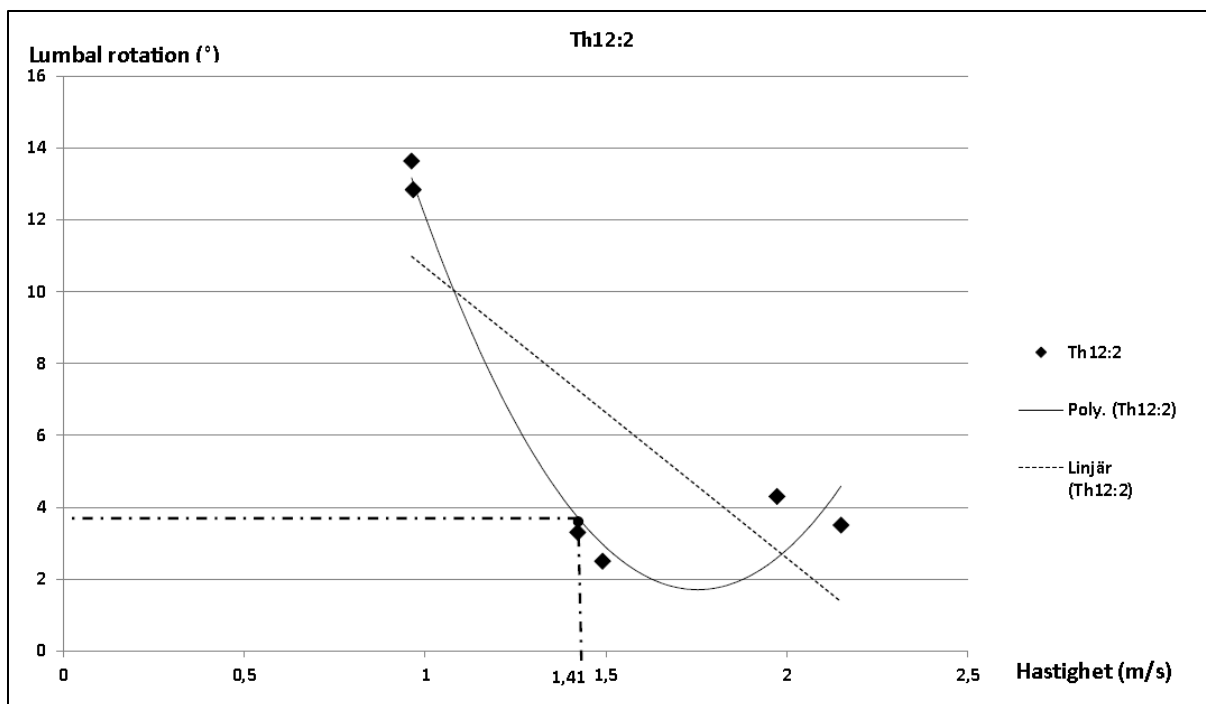


Bild 2. Linjeestimat av medelamplituder för en testperson vid Th12, mätning 2 (re-test)

Detta som en följd av att data som är insamlad från en person vid olika gånghastigheter kan estimeras till en kurva som relaterar den aktuella parametern, i detta fall rotationsamplitud i grader vid Th12 och S1, med gånghastighet. Från denna kurva kan sedan ett punkttestimat vid en standardiserad hastighet väljas som testparameter (1,41 m/s i Bild 2). På så sätt kan den aktuella parametern, i detta fall rotationsamplitud i grader vid Th12 och S1, sedan jämföras mellan test och re-test vid samma standardiserade hastighet. Detta till trots för att testpersonen går i en självvald och därmed mer godtycklig hastighet jämfört med vid gång på exempelvis ett löpband.

Då relationen mellan den aktuella parametern och gånghastighet inte med nödvändighet är linjär, kan en polylinjär linje (polynom av andra ordningen/graden) utgöra ett mer lämpligt estimat. I denna studie visade sig detta vara att föredra, då samtliga testpersoner fick kurvor som var mer representativa då de estimerades med en polylinjär linje. Med mer representativa avses att kurvans regressionskoefficient i kvadrat, R^2 , är närmare 1,0 för ekvationen för det polylinjära linjeestimatet än för det linjära. I Bild 2 har rotation vid Th12:2 (Th12, mätning 2, dvs. re-test) under en intervall tagits som exempel. Den standardiserade hastigheten har satts till 1,41 m/s, då det är medelhastigheten för samtliga testdeltagare då de går i normalgånghastighet. I Bild 2 ger den hastigheten en rotation på ca 3,9°-4,0°. Detta blir alltså det värde som används för TH12, re-test (mätning 2) hos denna testperson. Samma hastighet och uträkning av estimat användes vid Th12 och S1 för samtliga testdeltagare, vid test och re-

test för båda testare. Bild 2 illustrerar även, tillsammans med värden för R^2 (som i Bild 2 är $R^2=0,61$ för den lineära och $R^2=0,96$ för den polylinjära linjen), hur en polylinjär linje ger ett mer precist estimat av punkterna än en linjär linje.

Detta förfarande beskrivs i sin helhet av Moe-Nilssen & Helbostad (2004), och har tidigare använts av Moe-Nilssen & Helbostad (2004) och Eppeland et al. (2009).

Som beskrivet ovan bygger varje sådan linje alltså på sex mätpunkter som är resultat från sex olika intervaller. Det beslutades att bortfall av data från mer än en av dessa intervaller hade potential att ändra resultatet så mycket att de testpersoner som av någon anledning saknade data från två intervaller eller mer hos någon av testarna skulle strykas då resultatet analyserades. Detta gjorde att tre testpersoner ströks från analysen (se *Tabell över testpersoner* ovan). För de personer som saknade data från en intervall duplicerades den andra intervallen från samma gånghastighet (långsam, normal eller snabb) för att på så sätt alltid ha sex punkter som grund för det polylinjära linjeestimatet.

Dataanalys

Mjukvaran TRASK som används i Matlab (The Mathworks Inc., Natic, MA) 7.0.4 användes för att analysera de signaler med rörelseutslag och annan data (gånghastighet, tid etc.) som kom till personatorn från den batteridrivna elektroniska loggen. Kurvor för rotationer lästes av manuellt och gradtal och gånghastighet loggfördes i Windows Excel 2010. Statistisk analys av resultaten gjordes i Windows Excel 2010 och i IBM SPSS Statistics 20. Reliabiliteten för test-retest förfarandet räknades ut med en Intraclass Correlations Coefficients Test (ICC). Denna koefficient är ett nummer mellan 0.0-1.0 som säger något om hur stark korrelationen mellan två eller flera variabler är. Är denna 1.0 indikerar detta en perfekt korrelation mellan upprepade mätningar, med resultat under ett i fallande grad indikerar lägre korrelation mellan upprepade mätningar.

Uträkningar av ICC gjordes med mjukvaran IBM SPSS Statistics 20.

Absolut samstämmighet (absolute agreement) räknades ut i Windows Excel 2010. Ett medel av variansen mellan test och re-test kalkulerades först. Kvadratroten ur denna motsvarar standard avvikelse för ett subjekt (within subject standard deviation, S_w), vilket i detta fall representerar det antal grader som motsvarar en standardavvikelse. Från denna räknades mätfel (error of measurement) som ett 95% konfidensintervall för en mätning, vilket motsvarar $\pm 1,96 S_w$.

RESULTAT

Tabeller och figurer

Tabell 1. (n=17, hastighet=1,41m/s)

Testperson	Tester 1				Tester 2			
	Th12:Test	Th12:Re-test	S1:Test	S1:Re-test	Th12:Test	Th12:Re-test	S1:Test	S1:Re-test
2	5,62	6,105	5,108	10,823	6,287	5,331	13,729	5,631
3	6,32	4,909	7,101	7,991	5,601	5,156	7,473	6,315
4	8,01	3,869	19,009	16,75	6,489	8,477	12,815	4,427
5	5,978	5,492	6,725	5,493	6,549	6,708	5,893	7,477
6	4,955	4,391	8,92	9,557	7,254	8,267	10,017	9,537
7	11,97	11,468	6,411	5,86	9,513	10,162	6,028	6,943
8	10,716	11,114	11,627	11,393	12,211	11,932	12,661	11,244
10	11,411	10,703	24,435	24,35	12,762	13,89	25,157	22,99
12	7,833	7,371	12,698	12,715	8,601	8,788	11,874	11,71
13	6,173	5,415	4,185	4,421	6,289	5,848	4,034	3,99
14	8,577	7,283	9,107	12,083	14,852	11,14	17,944	14,504
15	5,124	4,953	4,802	10,203	5,483	7,439	16,241	17,448
16	3,455	3,309	12,599	9,878	2,537	3,261	12,684	11,808
17	5,387	4,794	18,58	18,034	3,837	4,735	10,026	3,779
18	7,227	7,823	12,283	11,74	6,436	8,197	13,329	12,854
19	10,669	10,375	14,403	16,261	12,5	12,901	4,614	4,722
20	8,263	8,584	8,971	6,867	7,979	7,431	6,752	3,695

Resultaten för samtliga testpersoner, testpunkter och testare. Resultaten anges i rotation i grader.

Tabell 2. (n=17, hastighet=1,41m/s)

	Medelvärde rotationsamplitud test (°)	Medelvärde rotationsamplitud re- test (°)	ICC (1,1)	ICC (3,1)
Tester 1				
-Th12	7,511	6,939	0,895	0,913
-S1	10,998	11,436	0,904	0,901
Tester 2				
-Th12	7,952	8,215	0,912	0,910
-S1	11,251	9,357	0,796	0,842

Resultat av medelvärde samt ICC för båda testare.

Tabell 3. Reliabilitetsredovisning (n=17, hastighet=1,41m/s)

	ICC (1,1)	95% ICC (1,1)	d	95% CI för d	Sw	1,96*Sw	95% LOA	Representabilitet	m	1,96*Sw (%)
Intrasterrelabilitet										
Tester 1										
Th12	0,895	0,739; 0,960	0,784	0,307; 1,262	0,845	1,655	-0,871;-2,439	2,341	7,225	23
S1	0,904	0,760; 0,964	1,647	0,751; 2,544	1,670	3,273	-1,626;4,920	4,629	11,217	29
Tester 2										
Th12	0,912	0,779; 0,967	1,014	0,549; 1,480	0,949	1,860	-0,845;2,874	2,630	8,084	23
S1	0,796	0,531; 0,920	2,343	0,953; 3,733	2,487	4,874	-2,531;-7,217	6,893	10,304	47
Intertesterrelabilitet										
Th12	0,83	0,598; 0,934	1,259	0,763; 1,878	1,168	2,289	-1,030;3,548	3,237	7,787	29
S1	0,507	0,063;0,787	3,053	0,760; 5,346	3,744	7,339	-4,286;10,391	10,379	11,177	66

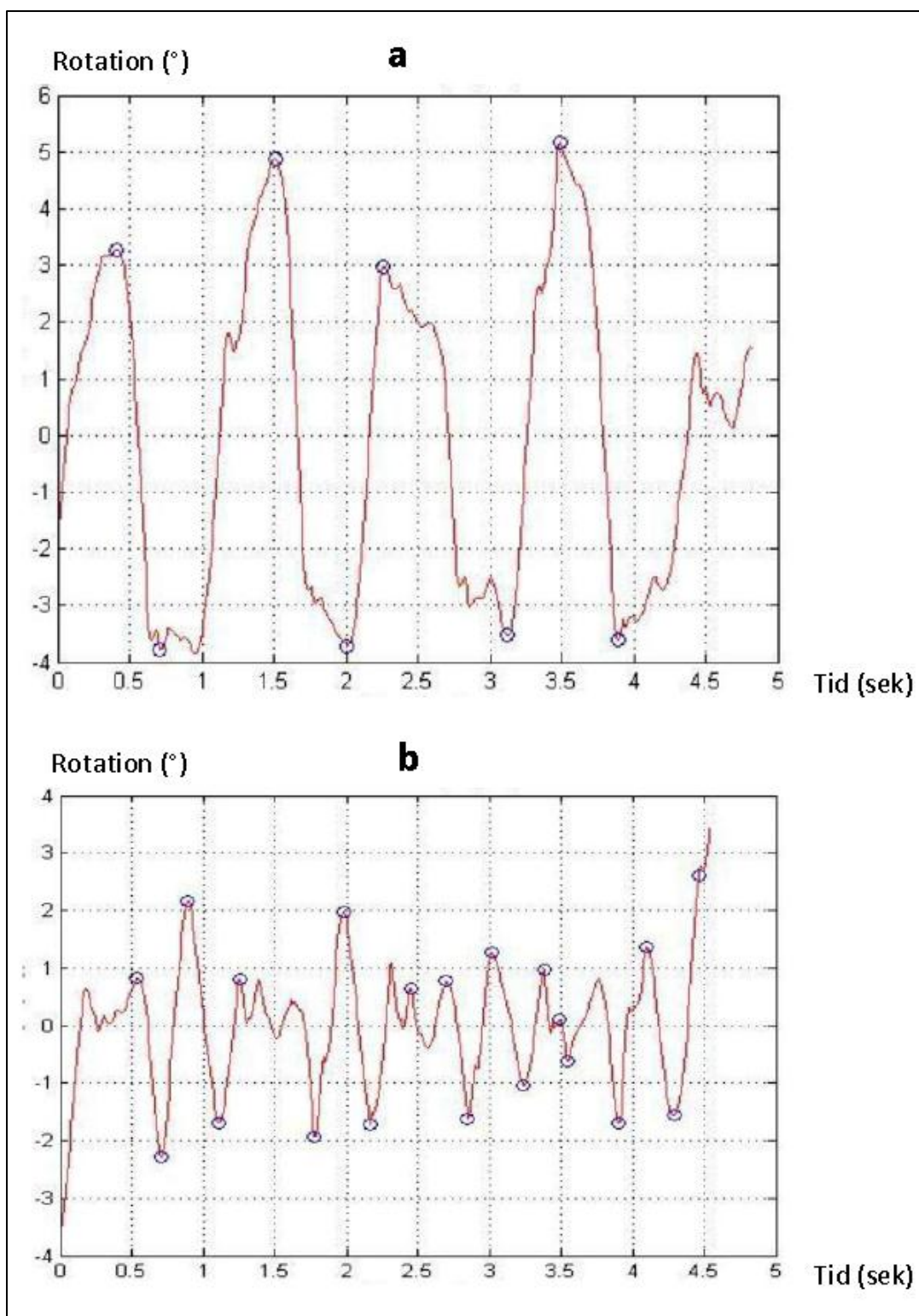
ICC=Intraclass korrelationskoefficient; d= Medel differens mellan mätningar(*); 95% CI för d=95% CI för medel differens mellan mätningar; Sw=standardavvikelse (within subject standard deviation); LOA 95%=95% Limits of agreement (uträknat som $\bar{d} \pm 1,96 * Sw$); Representabilitet=-2,77*Sw (uträknat som $\bar{d} \pm 1,96 * Sw$); m= Medel av rotationsamplitud(*); 1,96*Sw (%)=hur stor andel 1,96*Sw är av medelrotationsamplitud (%).

Tabell 4. Reliabilitetsredovisning (n*=16, n=9, hastighet=1,41m/s)**

	ICC (1,1)	95% ICC (1,1)	d	95% CI för d	SW	1,96*SW	95% LOA	Representabilitet	m	1,96*SW (%)
Intratesterreliabilitet										
Tester 1										
Th12*	0,968	0,912; 0,988	0,574	0,389; 0,760	0,471	0,923	-0,349; 1,498	1,306	7,305	13
S1**	0,985	0,938; 0,996	0,657	0,024; 1,291	0,719	1,410	-0,753; 2,067	1,994	11,009	13
Tester 2										
Th12*	0,923	0,799; 0,972	0,954	0,475; 1,432	0,913	1,789	-0,836; 2,743	2,530	8,121	22
S1**	0,983	0,933; 0,996	0,855	0,343; 1,367	0,750	1,471	-0,616; 2,326	2,080	11,147	13
Intertesterreliabilitet										
Th12*	0,831	0,590; 0,937	1,308	0,712; 1,904	1,201	2,354	-1,046; 3,662	3,329	7,758	30
S1**	0,994	0,976; 0,999	0,542	0,243; 0,843	0,464	0,909	-0,367; 1,451	1,285	11,206	8

ICC=Intra klass korelationskoefficient; d= Medel differens mellan mätningar^(°); 95% CI för d=95% CI för medel differens mellan mätningar; SW=standardavvikelse (within subject standard deviation); LOA 95%=95% Limits of agreement (uträknat som $\bar{d} \pm 1,96 * SW$); Representabilitet=2,77*SW (uträknat som $\sqrt{2} * 1,96 * SW$); m= Medel av rotationsamplitud^(°); 1,96*SW (%)=hur stor andel 1,96*SW är av medelrotationsamplitud (%).

Figur 1



Figur 1. Exempel på två huvudtyper av grafer rotationsdatan gav upphov till.

Sammanfattning av resultatet

I denna studie användes modellen ICC (1,1), baserad på one-way analysis of variance (one-way ANOVA), där all variation mellan test- och re-testmätning betraktas som mätfel. Att detta test används i denna studie beror på att ingen systematisk förändring kunde uppdagas i resultaten vid jämförelse av medelvärde för test och re-test. Om så hade varit fallet hade det istället varit aktuellt att använda modellen ICC (3,1), som tar i beaktande systematiska förändringar utan att betrakta dem som mätfel. Av Tabell 2 kan utläsas att ICC (1,1) och ICC (3,1) inte heller på ett systematiskt sätt skiljer sig från varandra. Vid ett systematiskt avvik hade värdet för ICC (3,1) i samtliga fall varit högre än ICC (1,1). Att detta inte är fallet i den aktuella studien är, som nämnts tidigare, normalt, då man inte kan förvänta någon uppvärmnings-, inlärnings- eller uttrötningseffekt vid ett test som går ut på att friska människor ska gå en relativt kort sträcka på ett normalt sätt.

Den relativa intratesterreliabiliteten analyserad med ICC 1,1 var för Testare 1 0,895 för Th12 och 0,904 för S1. För Testare 2 var dessa värden 0,912 för Th12 och 0,796 för S1. Relativ intertesterreliabilitet var 0,830 för Th12 och 0,507 för S1 (tabell 3)

Att undersöka grad av samstämmighet (level of agreement) som komplement till ICC-analysen rekommenderas i en artikel av Bland & Altman (1996). Därför gjordes även ett intrasubject standard deviation (Sw) test för att analysera den absoluta reliabiliteten. I detta test förväntas skillnaden mellan testresultatet för en testperson och det "sanna" värdet vara mindre än $1,96 \times Sw$ för 95% av observationerna (tabell 3). Mätfel presenteras även med *Representabilitet*, vilket beräknas som $\sqrt{2} \times 1,96Sw$ eller $2,77 \times Sw$. Denna innebär att differensen mellan två mätningar för samma person förväntas bli mindre än $2,77 \times Sw$ för 95% av observationsparen och presenteras i grader och i procent av medelvärde för rotationsamplituden.

För den absoluta reliabiliteten blev medeldifferensen mellan test och re-test för Testare 1 0,784 för Th12 och 1,647 för S1. För Testare 2 var dessa värden 1,014 för Th12 och 2,343 för S1. För intertesterreliabilitet var dessa värden 1,259 för Th12 och 3,053 för S1.

Värden för Sw för Testare 1 0,845 för Th12 och 1,670 för S1. För Testare 2 var dessa värden 0,949 för Th12 och 2,487 för S1. För intertesterreliabilitet var dessa värden 1,168 för Th12 och 3,744 för S1 (tabell 3)

Då datan analyserades uppdagades att den generellt gav upphov till två huvudtyper av grafer (se figur 1). Från båda grafer kunde analyseras enligt beskrivningen ovan. Figur 1a var den typ av graf som i samtliga fall, utom ett (Testare 1, Testperson 4), kom vid mätning av rotation i Th12. Vid S1 var resultaten betydligt mer spridda och en testperson kunde till och med ha en kurva som den i figur 1a vid gång en väg på gångbanan, för att få en kurva som liknande figur 1b på vägen tillbaka. Då kurvorna relaterades till stegfrekvens och -antal fanns ett klart samband med figur 1a, medan ett samband med kurvan i figur 1b inte kunde utläsas. Då skillnaden var så tydlig, analyserades resultaten igen, men denna gång endast för de testpersoner som endast kunde uppvisa kurvor liknande den i figur 1a. Detta resulterade i att testperson 4 utelämnades vid analys av rotation i Th12 och att testpersoner 2,4,5,14,15,17,19 och 20 utelämnades vid analys av rotation i S1. Resultaten redovisas i tabell 4.

För dessa värden var den relativa intratesterreliabiliteten analyserad med ICC 1,1 för Testare 1 0,968 för Th12 och 0,985 för S1. För Testare 2 var dessa värden 0,923 för Th12 och 0,983 för S1. Relativ intertesterreliabilitet var 0,831 för Th12 och 0,994 för S1 (tabell 4).

För den absoluta reliabiliteten blev medeldifferensen mellan test och re-test för Testare 1 0,574 för Th12 och 0,657 för S1. För Testare 2 var dessa värden 0,954 för Th12 och 0,855 för S1. För intertesterreliabilitet var dessa värden 1,308 för Th12 och 0,542 för S1.

Värden för Sw för Testare 1 0,471 för Th12 och 0,719 för S1. För Testare 2 var dessa värden 0,912 för Th12 och 0,750 för S1. För intertesterreliabilitet var dessa värden 1,201 för Th12 och 0,464 för S1 (tabell 4)

För att undersöka om dessa resultat skiljde sig från de ursprungliga, jämfördes medelvärden av $ICC(1,1)$, *medeldifferensen mellan mätningar*, *medelrotationsamplitud* och värden för $1,96xSw$ som presenteras i tabell 3 respektive tabell 4. Då *medeldifferensen mellan mätningar* och *värden för $1,96xSw$* var normalfördelade, beräknat med Shapiro-wilk test, kunde dessa analyseras med ett independent samples t-test. De två övrig var ej normalfördelade och analyserades därför med Mann-Whitney U test. Resultaten för *medeldifferensen mellan mätningar* blev för $t(10)=2,329$, $p=0,058$ och *värden för $1,96xSw$* blev $t(10)=2,238$, $p=0,07$. För *medelrotationsamplitud* var värdet $U=18$, $p=1,00$ och för $ICC(1,1)$ var värdet $U=3$, $p=0,016$.

DISKUSSION

Reliabilitet

Målet med denna metodstudie var att undersöka intra- och intertesterrelabilitet hos en accelerometer från XSense vid test av rotation i Th12 och S1. Vid mätning av intratesterrelabilitet fann att den relativa reliabiliteten, mätt med ICC (1,1) var 0,895-0,912 för Th12 och 0,796-0,904 för S1 (se *Tabell 3*). Dessa värden pekar enligt Domholdt (2005) på en hög korrelation, men författaren (2005) påpekar också att man måste se till andra faktorer, än ICC(1,1)-värdet per se då denna typ av data analyseras. Författaren (2005) menar bland annat att den grad av reliabilitet som kan accepteras i en studie i hög grad är beroende på vad man mäter samt att storlek och räckvidd på urvalet har betydande inverkan på korrelationskoefficienten. Detta medförde att grafer som inte kunde korreleras till stegfrekvens togs bort, då dessa grafer inte torde kunna fylla någon funktion vid en analys av en persons faktiska gångmönster. Detta gav ICC (1,1)-värden som var 0,923-0,968 för Th12 och 0,983-0,985 för S1 (se *Tabell 4*). Samtliga dessa värden tyder enligt Domholdt (2005) på en mycket hög korrelation.

Vid mätning av intertesterrelabiliteten vidtogs följaktligen samma tillvägagångssätt, vilket gav ICC (1,1) 0,830 för Th12 och 0,507 för S1. Dessa värden är som synes lägre än ovan och tyder enligt Domholdt (2005) på en moderat korrelation. Då värden exkluderades enligt orsak som anges ovan blev ICC (1,1) 0,831 för Th12 och 0,994 för S1.

Som synes är ICC(1,1)-värden högre i samtliga fall efter att icke analyserbara grafer exkluderats. Denna skillnad visade sig även vara signifikant, med p-värde på 0,016. Även medeldifferensen mellan test och re-test var lägre i denna grupp, om än inte signifikant ($p=0,058$). Detta trots att gruppernas medelrotationsamplituder inte på ett signifikant sätt skiljde sig från varandra ($p=1,00$).

Den absoluta reliabiliteten säger en del om hur stora mätfel vi kan förvänta oss när vi gör den här typen av mätningar. Dessa är mellan $1,655^{\circ}$ - $7,339^{\circ}$ innan icke analyserbara grafer exkluderats och mellan $0,909^{\circ}$ - $2,354^{\circ}$ efter. Nedgången i antal grader är dock icke signifikant ($p=0,07$). Då dessa resultat i grader inte förefaller vara stora, bör man ta i beaktning att de motsvarar 23%-66% respektive 13%-30% av medelsnittlig rotationsamplitud i respektive segment. Vid jämförelse av värden för ICC(1,1) respektive absolut reliabilitet ligger de som uppnåtts i denna studie generellt något lägre (Theobald et al., 2011; Jacobsen, 2011; Lee et al., 2003), utan att signifikansberäkningar gjorts på dessa.

Det som uppenbart är mest problematiskt är att så många grafer, 8/17 för S1, inte går att analysera, då de inte på ett meningsfullt sätt kan relateras till testpersonens steglängd, - hastighet eller -frekvens. Detta blir främsta fokus vid diskussion av begränsande faktorer i studien.

Begränsningar kopplade till studiedesign

I en studie av denna typ förekommer en rad element som på ett eller annat sätt kan begränsa studien. Nedan kommer först element som kan påverka studiens interna och externa validitet att diskuteras, och därefter kommer generella begränsande element som inte direkt faller under någon av dessa att tas upp.

Intern validitet

De frågescheman (se *Appendix 1*) som testpersonerna fick fylla i på förhand, i tillägg till att samtliga test gjordes vid ett tillfälle, cirka en halvtimme under samma dag, borde minska eller helt eliminera några av de aspekter som nämns som hot mot den interna validiteten ovan. Den aktuella studiens interna validitet hade emellertid kunnat ökas genom att ytterligare fördjupa det demografiska frågeformuläret med frågor knutna till om någon hade en specifik korsryggsdiagnos (rotsmärta, diskbråck, spondylolistes, stenosis, Modicförändringar), psykisk sjukdom/störning, aktiv reumatisk sjukdom, progredierande neurologisk sjukdom, allvarlig hjärt-, kärl- eller internmedicinsk sjukdom, malignitet (cancersjukdom, fraktur, infektion, inflammatoriskt tillstånd), akut trauma, besvär eller kirurgi i nedre extremitet, om någon av kvinnorna var gravid eller vikt (för att ex. kunna räkna ut BMI).

Både Domholdt (2005) och Finch et al. (2002) poängterar vikten av att göra en pilotstudie, något som inte genomfördes i samband med denna studie. Detta kan ha medfört att en generell inläring av testproceduren hos testarna kan ha gjort att de modifierade sitt sätt att jobba med instrumentet och testpersonerna under försökets gång. Detta kan även vara orsaken till att testresultaten från den första testpersonen inte blev kompletta. Med tanke på hur försöket gick till är det inte troligt att någon inlärnings- eller uppvärmningseffekt hos testpersonerna skulle förekomma. Domholdt (2005) menar, vilket tagits upp ovan, att instrument och forskare kan vara hot mot den interna validiteten. Här är det av yppersta vikt att undersökare är konsekvent och att instrument kalibreras korrekt och på samma sätt vid samtliga mätningar. Accelerometern som används i denna studie har i tidigare studier visat sig vara ett valitt och reliabelt instrument vid testning av rörlighet (se *Instrument*). Den personen, som inte var testare 1 eller testare 2, som kalibrerade accelerometern, som instruerade

testpersonerna och som registrerade mätresultat i den aktuella studien, hade tidigare utfört studier med liknande testprocedur och hade mycket erfarenhet i att arbeta med accelerometern.

Felkällor i förhållande till palpation begränsades genom att testare 1 och testare 2 är erfarna kliniker med stor vana att palpera anatomiska strukturer. På förhand rådde dessutom full konsensus mellan testarna med avseende på hur de olika anatomiska landmärken som användes förhåller sig till varandra. Att varje punkt dessutom relateras till flera anatomiska landmärken torde öka sannolikheten för att man finner Th12 och S1 på ett konsekvent sätt vid varje mätning. Det faktum att sensorernas placering vara relaterad till flera anatomiska landmärken, borde även minska risken för att sensorernas placering skiljer sig då olika försökspersoner testas.

Trots att sensorerna är relativt små, 38x21mm, är de klart större än kotornas spinalutskott, vilket gör att man kan ställa sig frågande till om rörligheten som mäts med säkerhet är relaterad till ett specifikt segment. Detta trots att sensorn mest centrala del ligger över spinalutskottet på kotan vars rotation man önskar mäta, i detta fall Th12 och S1. I denna studie användes ett elastiskt band för att sätta fast sensorerna. I andra studier (Jacobsen, 2011; Vogt et al., 2001) har man använt sig av dubbelhäftande tejp, vilket torde göra att sensorn sitter mer stabilt och även att man på ett mer precis sätt kan fästa den över spinalutskottet till kotan vars rotation man önskar mäta. Två studier (Yang et al., 2008; Adams et al., 1986) har jämfört sensorer fästa på huden med en golden standard, som i båda fall är röntgen. I studierna har man undersökt flektion lumbalt och titta på hur mätningar från röntgen respektive sensorer fästa på huden förhåller sig till varandra. Adams et al. (1986) fann att dessa korrelerade med $r=0,91$. Yang et al. (2008) fäste sensorer på L1 och S1 och fann att flektionen mätt med röntgen var $67,8^\circ$ (SD $10,6^\circ$) och för sensorer fästa på huden var denna $62,8^\circ$ (SD $12,8^\circ$). Det är viktigt att poängtera att detta var för flektion, med medför ett betydligt större rörelseutslag än det som uppkommer vid rotation lumbalt. Dessa studier indikerar dock att mätning av ryggkinematik med sensorer fästa på huden förhåller sig relativt väl till golden standard, ie. röntgen.

I aktuell studie förefaller det emellertid möjligt att den sensor som var fäst vid S1 vid förflyttades under testproceduren vid flera tillfällen, något som tydligt förändrade resultaten och dessutom gav upphov till kurvor som inte gick att relatera till testpersonens gångmönster. I och med att vi inte använde dubbelhäftande tejp är det klart möjligt att den sensor som fästes vid S1 kan ha glidit under testet, något som i stort sett inte skett vid Th12. Orsakerna till detta kan vara flera, exempelvis att det relativt breda elastiska bandet gick över höfter, och att de

rörelser som höftlederna ger upphov till kan ha gått genom bandet och påverkat sensorn. Sensorns storlek kan ha gjort att den även påverkades av rörelser i bäckenlederna som uppkommer under gång. Även den spänning respektive avspänning i erector spinae som förekommer under gång, skulle hypotetiskt kunna influera sensorn.

Extern validitet

I denna studie var urvalet tjugo personer mellan 26-64 år, varan elva kvinnor och nio män, vilket representerar ett stort åldersspann och även en jämn fördelning mellan män och kvinnor. Antalet är dock i minsta laget, i synnerhet med tanke på att tre personer initialt fick exkluderas på grund av avsaknad av data, och att ytterligare åtta fick exkluderas vid analys av rotation i S1. Vad gäller generaliserbarheten i testpersonernas gångmönster kan även detta inverka på den externa validiteten. Att estimeras gånghastighet som vi har gjort stärker den externa validiteten genom att man kan bortse från de eventuella skillnaderna i gångmönster som gång på löpband kan medföra. Vidare kan testpersonerna i större grad anpassa sin gånghastighet till sitt eget gångmönster, vilket också torde ge ett gångmönster som är mer representativt för hur de går i sin vardag, jämfört med vid gång på löpband. Vad vi tyckte oss observera var emellertid att testpersonerna ändrade gångmönster då de gick långsamt jämfört med de andra hastigheterna, vilket torde vara något att se närmare på vid ytterligare studier.

Variation i gångmönster

Variation i gångmönster förekommer hos friska personer, men dessa är generellt relativt små (Hausdorff et al., 1995). Med ändrad hastighet, i den aktuella studien fick försökspersonerna gå i tre olika hastigheter (långsamt, normalt och snabbt), uppkommer emellertid större ändringar i gångmönster (Jordan et al., 2007). Detta är naturligtvis en potentiell felkälla. I den aktuella studien har detta problem hanterats genom att det genomsnittliga rörelseutslaget från tre dubbelsteg använts, vilket borde kunna minimera denna felkälla. Ser man till hur olika de två primärtyperna av grafer är, tyder inte detta på att det är de relativt små variationerna som en person har i sitt gångmönster som skulle ha orsakat så pass olika grafer.

Dataanalys

Resultaten från Trask mjukvara presenterades som grafer (se Bild 1). För att kunna analysera dessa i Excel krävdes att maximum- och minimumvärden från dessa omvandlades till siffror.

Detta gjordes med visuell analys av kurvorna. Totalt analyserades alltså 960 kurvor, vilket innebär totalt 5760 punkter. Detta är givetvis en källa till fel, men samtliga värden som upplevdes som extrema eller på annat sätt inkonsekventa eller ologiska översågs ytterligare en gång.

KONKLUSION OCH REKOMMENDATIONER FÖR FRAMTIDA FORSKNING

NS-CLBP är ett stort problem i samhället, både för de som drabbas och även rent samhällsekonomiskt. Såväl nationella som internationella riktlinjer för behandling av NS-CLBP rekommenderar fysisk aktivitet som behandling. Lite konsensus råder kring vilken typ av aktivitet som lämpar sig bäst, men gång upplevs som ett tänkbart alternativ då det visat sig vara ett bra sätt att aktivera personer, att det är skonsamt för kroppen samt lätt och billigt att utföra. Då gruppen av personer som besväras av NS-CLBP har visat sig vara av det mer heterogena slaget, har ett flertal studier rekommenderat subgruppering av dessa patienter, för att kunna ge en mer individuellt anpassad behandling. Detta har även visat sig ge bättre resultat än när patienterna inte subgrupperas. För att få till en meningsfull och korrekt subgruppering, krävs att varje patient kan undersökas så precist som möjligt, inte bara på kliniken, men även under utförande av smärtprovocerande aktiviteter. Detta borde rimligtvis leda till en bättre förståelse för besvärsorsak, och därmed sannorlikt en bättre utgångspunkt för planering och utförande av en individuellt anpassad och därmed mer effektiv rehabilitering.

För att undersöka vilka faktorer som påverkar lumbalryggen vid gång och hur dessa ändras vid exempelvis smärta, har man i ett flertal studier titta på muskelaktivitet i detta område. Betydligt färre studier har gjorts där man har undersökt kinematik mellan lumbala segment vid gång. Detta bedöms till stor del bero på att de mätinstrument som traditionellt använts för att mäta segmentell kinematik i lumbalryggen är kostsamma att köpa in, komplicerade att använda och, inte minst, icke-mobila. Detta har gjort att segmentell kinematik i lumbalryggen vid gång måste mätas vid gång på löpband eller att endast ett eller två steg har kunnat analyseras. Sensorer som fästes på huden är relativt billiga, lätta att använda och dessutom mobila. Detta ger möjlighet till mätningar som kan ge information om segmentell kinematik i lumbalryggen vid gång som är mer lik den gång testpersonen har i vardagen, jämfört med exempelvis gång på löpband. I ett längre perspektiv skulle dessa sensorer hypotetiskt kunna användas av patienter för mätning av segmentell kinematik i lumbalryggen vid

vardagsaktiviteter, exempelvis gång i terräng, uppför, nedför etc. beroende på vilka aktiviteter som framprovocerar patientens smärta. Tidigare studier har visat att dessa sensorer korrelerar relativt väl med golden standard, i detta fall röntgen, samt att de är valida och reliabla. Den aktuella studien styrker dessa påståenden då vi ser på resultat vid mätning av Th12, men även av S1 då resultaten renas från icke-analyserbara grafer. Studien visar emellertid även på de problem som kan uppstå vid applicering av sensorn. På grund av detta krävs att framtida studier inriktas på att finjustera appliceringsmetoden av sensorn på S1. Detta skulle exempelvis kunna göras genom att använda dubbelhäftande tejp. För detta avser vi att använda 2-3 av de testpersoner som i denna studie visade förändringar i graferna inom ett och samma test, för att i en pilotstudie försöka få en mer konsekvent mätning av rotation i S1 vid gång. Detta belyser även vikten av att poängtera att resultaten i denna studie endast kan relateras till mätning med XSense sensorer av de punkter och den typ av rörelse vi mätte, det vill säga rotation i Th12 och S1, och att de inte kan generaliseras till andra segment eller rörelser i andra plan.

Det krävs med andra ord fler och större studier för att kunna styrka reliabiliteten i dessa sensorer. Vidare rekommenderas att framtida studier fokuserar på hur denna mätmetod skall kunna användas, såväl i kliniken som rent funktionellt. Tydligt är dock att denna typ av sensorer som fästes på huden har potential att vara ett reliabelt och kliniskt användbart instrument vid mätning av rotation i lumbalryggen under gång.

REFERENSER

- Adams, A.A., Bogduk, N., Burton, K. & Dolan, P. (2006). *The Biomechanics of Back Pain*. 2nd ed. Edinburgh: Churchill Livingstone/Elsevier.
- Adams, M.A., Dolan, P., Marx, C. & Hutton, W.C. (1986). Anelectronic inclinometer technique for measuring lumbar curvature. *Clinical Biomechanics*, 3(1), s. 130-4.
- Airaksinen, O. Brox, JI. Cedraschi, C. Hildebrandt, J. Klaber-Moffett, J. Kovacs, F. Mannion, A.F. Reis, S. Staal, J.B. Ursin, H. & Zanoli, G. (2006) Chapter 4. European guidelines for the management of chronic non-specific low back pain. *European Spine Journal* 15(Suppl 2), s. 192-300.
- Al-Obaidi, S.M. Al-Zoabi, B. Al-Shuwaie, N. Al-Zaabie & N. Nelson, R.M. (2003) The influence of pain and pain-related fear and disability beliefs on walking velocity in chronic low back pain. *International Journal of Rehabilitation Research*, 26(2), s. 101-8.
- Arendt-Nielsen, L. Graven-Nielsen, T. Sværre, H. & Svensson, P. (1996) The influence of low back pain on muscle activity and coordination during gait: a clinical and experimental study. *Pain*, 64(2), s. 231-40.
- Bland, J.M. & Altman, D.G. (1996) Statistical Notes: Measurement error. *British Medical Journal*. 313(7059), s. 744.
- Brage, S. & Lærum, E. (1999) Ryggglidelser i Norge - en epidemiologisk beskrivelse. *Tidsskrift for Den norske legeforening*, 119, s. 1619-23.
- Brown, R.H., Burstein, A.H., Nash, C.L. & Schock C.C. (1976) Spinal analysis using a three-dimensional radiographic technique. *Journal of Biomechanics*. 9(6), s. 355-65.
- Bull, A.M.J., Berkshire, F.H. & Amis, A.A. (1998) Accuracy of an electromagnetic device and application to the measurement and description of knee joint motion. *Journal of Engineering in Medicine*. 212(5), s. 347-55.
- Burnett, A.F., Barrett, C.J., Marshall, R.N., Elliott, B.C. & Day, R.E. (1998) Three-dimensional measurement of lumbar spine kinematics for fast bowlers in cricket. *Clinical Biomechanics*. 13(8), s. 574-83.
- Burton, A.K. Clarke, R.D. McClune, T.D. & Tillotson, K.M. (1996) The natural history of low back pain in adolescents. *Spine*, 21(20), s. 2323-8.
- Daenkerts, W. O'Sullivan, P. Burnett, A & Straker, L. (2006a) Altered patterns of superficial trunk muscle activation during sitting in nonspecific chronic low back pain patients: importance of subclassification. *Spine*, 31(17), s. 2017-23.

- Daenkerts, W. O'Sullivan, P. Burnett, A & Straker, L. (2006b) Differences in sitting postures are associated with nonspecific low back pain disorders when patients are subclassified. *Spine*, 31(6), s. 698-704.
- Daenkerts, W. O'Sullivan, P. Burnett, A. Straker, L. Davey, P. & Gupta, R. (2009) Discriminating healthy controls and two clinical subgroups of nonspecific low back pain patients using trunk muscle activation and lumbosacral kinematics of postures and movements. *Spine*, 34(15), s. 1610-1618.
- Domholdt, E. (2005) *Rehabilitation research principles and applications*, 3rd ed. St. Louis, Missouri, Elsevier Saunders.
- Drageset, S. & Ellingsen, S. (2005). Forståelse av kvantitativ helseforskning – en introduksjon og oversikt. *Nordisk Tidsskrift for Helseforskning*, 5(2), s. 100-13.
- Eppeland, S.G., Myklebust, G., Hodt-Billington, C. & Moe-Nilssen, R. (2009) Gait patterns in subjects with rheumatoid arthritis cannot be explained by reduced speed alone. *Gait & Posture*. 29(3) s.499-503.
- Fersum, K.V. Dankaerts, W. O'Sullivan, P.B. Maes, J. Skouen, J.S. Bjordal, J.M. & Kvåle, A. (2010) Integration of subclassification strategies in randomised controlled clinical trials evaluating manual therapy treatment and exercise therapy for non-specific chronic low back pain: a systematic review. *British Journal of Sports Medicine*, 44(14), s. 1054-62.
- Finch, E. & Canadian Physiotherapy Association. (2002) *Physical rehabilitation outcome measures a guide to enhanced clinical decision-making*, 2nd ed. Baltimore, MD, Lippincott Williams & Wilkins.
- Goodrich, D.E. Larkin, A.R. Lowery, J.C. Holleman, R.G. & Richardson, C.R. (1995) Adverse events among high-risk participants in a home-based walking study: a descriptive study. *International Journal of Behavioral Nutrition and Physical Activity*, 4, s. 20.
- Hausdorff, J.M. Peng, C.K. Iadine, Z. Wie, J.Y. & Goldberger, A.L. (1995) Is walking a random walk? Evidence for long-range correlations in stride interval of human gait. *Journal of applied physiology*, 78(1), s.349-58.
- Hayden, J.A. van Tulder, M.W. & Tomlinson, G. (2005) Systematic review: strategies for using exercise therapy to improve outcomes in chronic low back pain. *Annals of Internal Medicine*, 142(9), s. 776-85.
- Hendrick, P. Te Wake, A.M. TikkiSetty, A.S. Wulff, L. Yap, C. & Milosavljevic, S. (2010) The effectiveness of walking as an intervention for low back pain: a systematic review. *European Spine Journal*, 19(10), s. 1613-20.

- Jacobsen, I.N. (2011) *Measuring the range of motion in the lumbar spine and pelvis with body fixed inertial sensors – reliability and sensitivity to change*. Masteroppsats i Helsefag, Universitetet i Bergen, Institutt for samfunnsmedisinske fag.).
- Jordan, K. Challis, J.H. & Newell, K.M. (2007) Walking speed influences on gait cycle variability. *Gait & Posture*, 26(1), s.128-34.
- Kapandji, I.A.(2008) *The Physiology of the Joints. Vol 3. The spinal column, pelvic girdle and head*. Edinburgh: Churchill Livingstone/Elsevier.
- Kirtley, C. (2006) *Clinical Gait Analysis: Theory and Practice*. Edinburgh: Churchill Livingstone/Elsevier.
- Lamoth, C.J. Meijer, O.G. Wuisman, P.I. van Dieën, J.H. Levin, M.F. & Beek P.J. (2002) Pelvis-thorax coordination in the transverse plane during walking in persons with nonspecific low back pain. *Spine*, 27(4), s. 92-9.
- Lamoth, C.J. Daffertshofer, A. Meijer, O.G. & Beek, P.J. (2006) How do persons with chronic low back pain speed up and slow down? Trunk-pelvis coordination and lumbar erector spinae activity during gait. *Gait Posture*, 23(2), s. 230-9.
- Lee, R.Y.W., Laprade, J. & Fung, E.H.K. (2003) A real-time gyroscopic system for three-dimensional measurement of lumbar spine motion. *Medical Engineering & Physics*. 25(10), 817-24.
- Lorensen, M. (1998) *Spørsmålet bestemmer metoden: Forskningsmetoder i sykepleie og andre helsefag*. Oslo, Universitetsforlaget AS.
- Lærum, E. Brox, J.I. Storheim, K. Espeland, A. Haldorsen, E. Munch-Ellingsen, J. Nielsen, L. Rossvoll, I. Skouen, J.S. Stig, L. & Werner, E.L. (2007) Korsryggsmerter med og uten nerverotaffeksjon. Nasjonale kliniske retningslinjer. Utgivet av Formidlingsenheten for muskel- og skjelettlidelser (FORMI) og Social- og Helsedirektoratet 2007. www.formi.no
- Mayagoitia, R.E., Anand, V.N. & Veltink, P.H. (2002) Accelerometer and rate gyroscope measurement of kinematics: an inexpensive alternative to optical motion analysis systems. *Journal of Biomechanics*. 35(4), s. 537-42.
- Milne, D.A., Chess, D.G., Johnson, J.A. & King, G.J.W. (1996) Accuracy of an electromagnetic tracking device: a study of the optimal operating range and metal interference. *Journal of Biomechanics*. 29(6), s. 791-3.
- Moe-Nilssen, R. (1998a) A new method for evaluating motor control in gait under real-life environmental conditions. Part 1: The instrument. *Clinical Biomechanics*. 13(4-5), s. 320-7.
- Moe-Nilssen, R. (1998b) A new method for evaluating motor control in gait under real-life environmental conditions. Part 2: Gait analysis. *Clinical Biomechanics*. 13(4-5), s. 328-35.

- Moe-Nilssen, R. (1998c) Test-retest of trunk accelerometry during standing and walking. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 79(11), s. 1377-85.
- Moe-Nilssen, R. & Helbostad, J.L. (2004) Estimation of gait cycle characteristics by trunk accelerometry. *Journal of Biomechanics*, 37(1), s. 121-26.
- Neumann, D.A. (2002). *Kinesiology of the Musculoskeletal system: Foundations for Physical Rehabilitation*. St. Louis, Missouri: Mosby, Inc.
- Njoo, K.H. & van der Does, E. (1994) The occurrence and inter-rater reliability of myofascial trigger points in the quadratus lumborum and gluteus medius: a prospective study in non-specific low back pain patients and controls in general practice. *Pain*, 58(3), s. 317-23.
- O'Sullivan, P.B. (1997) Evaluation of specific stabilizing exercise in the treatment of chronic low back pain with radiologic diagnosis of spondylosthesis and spondylolisthesis. *Spine*, 22(24), s. 2959-67.
- O'Sullivan, P.B. (2000) Lumbar segmental 'instability': clinical presentation and specific stabilizing exercise management. *Manual Therapy*, 5(1), s. 2-12.
- O'Sullivan, P.B. (2003) Lumbar repositioning deficit in a specific low back pain population. *Spine*, 28(10), s. 1074-9.
- O'Sullivan, P. (2005) Diagnosis and classification of chronic low back pain disorders: maladaptive movement and motor control impairments as underlying mechanism. *Manual Therapy*, 10(4), s. 242-55.
- O'Sullivan, P.B. & Beales, D.J. (2007a) Diagnosis and classification of pelvic girdle pain disorders - Part 1: a mechanism based approach within a biopsychosocial framework. *Manual Therapy*, 12(2), s. 86-97.
- O'Sullivan, P.B. & Beales, D.J. (2007b) Diagnosis and classification of pelvic girdle pain disorders - Part 2: illustration of the utility of a classification system via case studies. *Manual Therapy*, 12(2), s. 1-12.
- Pearcy, M.J. (1985) Stereoradiography of lumbar spine motion. *Acta Orthopaedica Scandinavia*. Supplementum. 212, s. 1-45
- Pengel, L.H. Herbert, R.D. Maher, C.G. & Refshauge, K.M. (2003) Acute low back pain: systematic review of its prognosis. *British Medical Journal*, 327(7410), s. 323-27.
- Ryan, C.G. Grant, P.M. Dall, P.M. Gray, H. Newton, M. & Granat, M.H. (2009) Individuals with chronic low back pain have a lower level, and an altered pattern, of physical activity compared with matched controls: an observational study. *Australian Journal of Physiotherapy*, 55(1), s. 53-8.

Saber-Sheikh, K., Bryant, E.C., Glazzard, C., Hamel, A. & Lee, R.Y.W. (2010) Feasibility of using inertial sensors to assess human movement. *Manual Therapy*. 15(1), s. 122-5.

Siegel, P.Z. Brackbill, R.M. & Heath, G.W. (2007) The epidemiology of walking for exercise: implications for promoting activity among sedentary groups. *American Journal of Public Health*, 85, s. 706-10.

Spengelink, C.D. Hutten, M.M. Hermens, H.J. & Greitemann, B.O. (2002) Assessment of activities of daily living with an ambulatory monitoring system: a comparative study in patients with chronic low back pain and nonsymptomatic controls. *Clinical Rehabilitation*, 16(1), s. 16-26.

Theobald, P.S., Jones, M.D. & Williams, J.M. (2012) Do inertial sensors represent a viable method to reliably measure cervical spine range of motion? *Manual Therapy*. 17(1), s. 92-6.

Tong, K. & Granat, M.H. (1999) A practical gait analysis system using gyroscopes. *Medical Engineering & Physics*. 21(2), s. 87-94.

Tully, M.A. Cupples, M.E. Hart, N.D. McEneny, J. McGlade, K.J. Chan, W.S. & Young, I.S. (2007) Randomised controlled trial of home-based walking programmes at and below current recommended levels of exercise in sedentary adults. *Journal of Epidemiology & Community Health*, 61(9), s. 778-83.

van der Hulst, M. Vollenbroek-Hutten, M.M. Rietman, J.S. Schaake, L. Groothuis-Oudshoorn, K.G. & Hermens, H.J. (2010) Back muscle activation patterns in chronic low back pain during walking: a "guarding" hypothesis. *Clinical Journal of Pain*, 26(1), s. 30-7.

Spitzer, W.O., LeBlanc, F.E. & Dupuis, M. (1987) Scientific approach to the assessment and management of activity-related spinal disorders: a monograph for clinicians. Report of the Quebec Task Force on Spinal Disorders. *Spine*. 12(7), s. 1-59.

van Herp, G., Rowe, P., Salter, P. & Paul, J.P. (2000) Three-dimensional lumbar spine kinematics: a study of range of movement in 100 healthy subjects aged 20 to 60+ years. *Rheumatology*. 39(12), s. 1337-1340.

van Middelkoop, M. Rubinstein, S.M. Kuijpers, T. Verhagen, A.P. Ostelo, R. Koes, B.W. & van Tulder, M.W. (2011) A systematic review on the effectiveness of physical and rehabilitation interventions for chronic non-specific low back pain. *European Spine Journal*, 20(1), s. 19-39.

Vibe Fersum, K., O'Sullivan, P., Skouen, J.S., Smith, A. & Kvåle, A. (2012) Efficacy of classification-based cognitive functional therapy in patients with non-specific chronic low back pain: A randomized controlled trial. *European Journal of Pain*. 10.1002/j.1532-2149.2012.00252.x. [Epub ahead of print].

- Vibe Fersum, K. O'Sullivan, P.B. Kvåle, A. & Skouen, J.S. (2009) Inter-examiner reliability of a classification system for patients with non-specific low back pain. *Manual Therapy*, 14(5), s. 555-61.
- Vogt, L. Pfeifer, K. Portscher, M. & Banzer, W. (2001) Influences of nonspecific low back pain on three-dimensional lumbar spine kinematics in locomotion. *Spine*, 26(17), s. 1910-9.
- Vogt, L. Pfeifer, K. & Banzer, W. (2003) Neuromuscular control of walking with chronic low-back pain. *Manual Therapy*, 8(1), S. 21-8.
- von Korff, M. & Saunders, K. (1996) The course of back pain in primary care. *Spine*, 21(24), s. 2833-7.
- White, A.A. III. & Panjabi, M.M. (1990) *Clinical Biomechanics of the Spine*. 2nd ed. Philadelphia, Pennsylvania: Lippincott Williams & Wilkins.
- Yang, Z., Ma, H.T., Wang, D. & Lee, R. (2008) Error analysis on spinal motion measuring using skin mounted sensors. *30th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society*. Vancouver, B.C. Canada, 20-24 augusti 2008, s. 4740-3.

VEDLEGG

Appendix 1

Forespørsel om deltagelse i studie vedrørende *Måling av korsryggs kinematikk ved gange*

Informasjon

Det finnes lite informasjon om gangmønster og langvarige korsryggsmerter i litteraturen i dag. I den anledning ønsker vi å teste ut en ny metode for måling av korsryggskinematikk på friske mennesker. Grunnen til dette er at vi må etablere hva et normalt gangmønster er før vi senere skal se på pasienter med langvarige korsryggsmerter

I den anledning vil vi invitere friske personer uten gangvansker mellom 18-65 år til å testes ved gangluben, kalfarveien 31, Institutt for samfunnsmedisin, Universitetet i Bergen.

Resultatene fra denne studien vil inngå i mastergrads arbeidet til David Tovi og som en del av post doc arbeidet til Kjartan Vibe Fersum ved Seksjon for fysioterapivitenenskap, Universitetet i Bergen.

Selve testprosedyren vil foregå på gangluben som ligger i Kalfarveien 31 og hele prosedyren skulle ikke ta mer enn 30 minutter.

Det er frivillig å delta i studien. Deltakerne kan når som helt trekke seg uten å måtte oppgi grunn

Opplysningene i studien vil bli behandlet konfidensielt og datamaterialet vil være anonymisert. Prosjektet er godkjent av personvernombudet for forskning og av Regional komité for medisinsk forskningsetikk Vest-Norge, Universitetet i Bergen, Det medisinske fakultet.

Dersom du er villig til å delta i studien kan du kontakte undertegnede på telefon eller svare på mail for videre deltagelse i studien.

Vennlig hilsen

David Tovi
Master i manuellterapi
Manuellterapeut
Seksjon for fysioterapivitenenskap
Institutt for samfunnsmedisinske fag
Universitetet i Bergen
Mobil 41 24 73 39
Mail: david.tovi@hotmail.com

Kjartan Vibe Fersum
Postdoc
Phd/manuellterapeut
Seksjon for fysioterapivitenenska
Institutt for samfunnsmedisinske fag
Universitetet i Bergen
Mobil 41 42 07 02
Mail: kjartan.fersum@isf.uib.no

Sted

Underskrift

Screening gangtesting normaldata

Alder: _____

Kjønn: _____

Høyde: _____

1. Har du har smerter siste 14 dager ? Ja Nei

2. Dersom ja – hvor har du hatt smerter? _____

3. På en skala fra 0-10 hvor sterke har disse vært?

0-----10

4. Har du hatt gangbesvært siste 14 dager? Ja Nei

5. Dersom ja – hvilke type gangbesvært? _____

6. På en skala fra 0-10 hvor stort har dette gangbesværet vært?

0-----10