



Mätning av knäledens rörelseomfång med en digital goniometer

- En reliabilitets- och validitetsstudie

Veronika Lind

GYMNASTIK- OCH IDROTTSHÖGSKOLAN
Självständigt arbete avancerad nivå 12:2015
Masterprogram i Idrottsvetenskap 2014-2015
Handledare: Marita L. Harringe
Examinator: Sanna Nordin-Bates



Measuring the knee joint range of motion with a digital goniometer

- A reliability and validity study

Veronika Lind

THE SWEDISH SCHOOL OF SPORT
AND HEALTH SCIENCES
Master Degree Project 12:2015
Master Education Program in Sport Science 2014-2015
Supervisor: Marita L. Harringe
Examiner: Sanna Nordin-Bates

Abstract

Aim: The present study aimed to evaluate the reliability and validity of a digital goniometer (DGA: Angela, Meloq ©) measuring active and passive flexion and extension of the knee joint. The following research questions were addressed: ‘How reliable is measuring range of motion (ROM) during active and passive flexion and extension of the knee joint with DGA?’ and ‘How valid is DGA measuring the range of motion at active and passive flexion and extension of the knee joint?’.

Method: The reliability was measured with a test-retest procedure while validity was tested through measurements during one occasion with the traditional goniometer (TG) and the DGA, considering TG as the Golden Standard. Eighteen individuals, 9 women and 9 men, between 19-73 years were recruited for the study. A total of 36 knee joints were evaluated with the TG and the DGA by measuring knee joint ROM in sagittal plane. The measurements were performed on both knees, first the right knee, then the left in standardized order: active flexion, passive flexion, active extension, passive extension. Each direction of movement was measured four times: first with the DGA, second with both TG + DGA, and last one with DGA. The test leader was blinded for all measurements with the DGA. The measurements were standardized by placing markers at the anatomical reference points and the foot position, and through a standardized distance calculation between the greater trochanter and the fibula.

Results: The study showed good reliability for the DGA in measuring the ROM during active and passive flexion (ICC 0,887 respective ICC 0,898), as well as during passive extension of the knee joint (ICC 0,911). In contrast, the measurement of the ROM during active extension was found to be of moderate reliability. Flexion proved to be more reliable than extension and passive was more accurate than active. The correlation between the DGA and TG was found to be very high in the measurement of the ROM at active/passive flexion ($r = 0,969/r = 0,97$), and moderate to high when measuring the ROM at active/passive extension ($r = 0,751/r = 0,892$).

Conclusions: The results of this study showed a good reliability and validity for DGA measuring active and passive flexion of the knee joint. The results were not as good measuring extension which may partly be due to detected technical problems of the DGA and partly to the difficulty of standardizing measuring extension. Further research is needed to ensure DGA's reliability and validity. Furthermore, research should be conducted to evaluate the DGA's inter- and intra-rater reliability when measuring the ROM of the body's various joints and movement directions before DGA can be used clinically.

Sammanfattning

Syfte och frågeställningar: Syftet med denna studie var att undersöka reliabiliteten och validiteten hos en digital goniometer (DGA: Angela, Meloq©) vid mätning av rörelseomfånget vid aktiv och passiv flexion och extension i knäleden.

Frågeställningarna var: ”Hur reliabel är DGA vid upprepade mätningar av knäledens rörelseomfång avseende aktiv och passiv flexion och extension?” och ”Hur valid är DGA vid mätning av rörelseomfånget vid aktiv och passiv flexion och extension i knäleden?”.

Metod: Reliabiliteten hos DGA utvärderades genom ett test-retest förfarande och validiteten utvärderades genom att vid ett och samma tillfälle genomföra mätningar med DGA och en traditionell goniometer (TG), där TG ansågs som Golden Standard. Arton individer, 9 kvinnor och 9 män, mellan 19-73år rekryterades till studien. Totalt 36 knäleder utvärderades med TG och DGA genom mätning av knäledens ROM i sagittalplanet. Mätningarna genomfördes på höger och vänster ben i standardiserad ordning med början i höger ben: aktiv flexion, passiv flexion, aktiv extension, passiv extension. Varje rörelseriktning mättes fyra gånger. Första mätningen gjordes med DGA, andra mätningen med DGA + TG och sista mätningen med DGA. Testledaren var blindad för mätningarna med DGA. Mätningarna var standardiserade genom placering av markörer vid anatomiska referenspunkter och fotpositionen, samt en standardiserad avståndsberäkning mellan trochanter major och fibula.

Resultat: Studiens resultat uppvisade en god reliabilitet för DGA vid mätning av ROM vid aktiv och passiv flexion (ICC 0,887 respektive ICC 0,898), samt vid passiv extension i knäleden (ICC 0,911). Mätningen av ROM vid aktiv extension var måttligt reliabel (ICC 0,599). Mätningen av flexion var mer reliabel än extension och den passiva rörelsen var mera reliabelt än den aktiva rörelsen. Validiteten hos DGA var mycket hög vid mätning av ROM vid aktiv och passiv flexion ($r = 0,969$ respektive $r = 0,97$), och måttlig till hög vid mätning av ROM vid aktiv och passiv extension ($r = 0,751$ respektive $0,892$).

Slutsats: Studiens resultat visade att DGA har en god reliabilitet och validitet vid mätning av aktiv och passiv flexion i knäleden. Reliabiliteten och validiteten visade sig vara sämre vid mätning av extension vilket kan bero på upptäckta tekniska fel i DGA och på svårigheten att standardisera mätningarna i extension. Fortsatt forskning krävs för att säkerställa mätinstrumentets reliabilitet och validitet. Vidare bör DGAs inter- och intrabedömarreliabilitet studeras vid mätning av ROM för kroppens olika leder och rörelseriktningar innan DGA kan användas i kliniken.

Innehållsförteckning

1. Introduktion.....	1
1.1 Bakgrund.....	1
1.2 Existerande forskning.....	4
1.3 Syfte och frågeställningar.....	7
1.4 Teoretiska utgångspunkter.....	7
2. Metod.....	9
2.1 Metodval.....	9
2.2 Population och Urval.....	9
2.3 Testutrustning.....	10
2.4 Genomförande.....	12
2.5 Blindning.....	17
2.6 Etiska ställningstaganden.....	18
2.7 Databearbetning och statistik.....	18
3. Resultat.....	20
3.1 Deskriptiv statistik.....	20
3.2 Reliabilitet.....	21
3.3 Validitet.....	22
4. Diskussion.....	23
4.1 Resultatdiskussion.....	23
4.2 Metoddiskussion.....	29
4.3 Förslag på fortsatt forskning.....	34
5. Konklusion.....	35
Käll- och litteraturförteckning.....	36
Bilaga 1 Litteratursökning	
Bilaga 2 Informerad samtycke	
Bilaga 3 Testprotokoll	
Bilaga 4 Vinkelvärden vid aktiv extension i knäleden	

1. Introduktion

Mätning av ledvinklar är vanligt förekommande i en fysioterapeuts dagliga arbete, både för statusstagnation och som utvärderingsinstrument av behandlingseffekten (Russel, Jull & Wootton 2003). En led som ofta behandlas och mäts med avseende på rörelseomfång är knäleden. Knäledens rörlighet är viktig för att kunna fungera i dagliga aktiviteter som att gå, gå i trappor eller springa till bussen. En extensionsdefekt på upp till 5°, som exempelvis kan uppstå efter en korsbandsskada, kan bidra till en negativt upplevd livskvalité (Kocher, Steadman, Briggs, Zurakowsk, Sterett & Hawkins 2002; Shelbourne & Gray 2009). Ännu viktigare är ett fullt rörelseomfång för att kunna utöva idrott. Knäleden är en av de mest skadedrabbade lederna i idrotten och därför också en led som ofta rehabiliteras och mäts före och efter en behandlingsperiod. Inom fysioterapin används idag vanligen en goniometer bestående av två skänklar som riktas mot standardiserade anatomiska referenspunkter för att mäta en ledvinkel (Russel, Jull & Wootton 2003; Gajdosik & Bohannon 1987; Boone, Ayen, Lin, Baron & Lee 1978). Meloq© har utvecklat en digital goniometer, Angela, för en snabbare, mer noggrann och enklare mätning av patienters rörelseomfång ”Range of Motion” (ROM). Vinkelvärden registreras och kan överföras direkt in i patientens journalsystem.

Det är viktigt att ha effektiva och tillförlitliga mätverktyg (Lavernia, D'Apuzzo & Rossi 2008; Myer, Paterno, Ford, Quatman & Hewett 2006; Chiu, Ng, Tang & Yau 2002; Shelbourne & Klotz 2006). Många olika faktorer kan dock påverka en mätningens tillförlitlighet.

Det övergripande målet med denna studie var i första hand att kontrollera om den digitala vinkelmätaren Angela (DGA) är tillförlitlig samt om mätvärdena överensstämmer med de från en traditionell goniometer (TG). Kunskap från denna studie skulle kunna leda till att effektivisera mätningen av vinklar i knäleden, vilket skulle kunna förbättra fysioterapeuternas möjlighet att arbeta på ett snabbare och enklare sätt.

1.1 Bakgrund

Mätning av ledvinklar inom fysioterapin

Världshälsoorganisationen (World Health Organization, WHO) har tagit fram ett strukturerat och standardiserat sätt att beskriva människors funktionsförmåga och funktionshinder i relation till hälsa. Därigenom kan nu kommunikationen inom hälsovården ske såväl tvärvetenskapligt

som internationellt. ”International Classification of Functioning, Disability and Health” (Världshälsoorganisationen 2007) översattes 2003 i kort version på svenska till ”Klassifikation av funktionstillstånd, funktionshinder och hälsa”. Här definieras ”Funktioner för rörlighet i leder” som kod b710 i rubriken ”Funktioner i leder och skelett”, kapitel 7: Neuromuskuloskeletala och rörelserelaterade funktioner. Att ledens funktionstillstånd upptas i internationella klassifikationer visar på behovet av utvecklingen av tillförlitliga mätinstrument inom fysioterapi (Gajdosik & Bohannon 1987). Därigenom kan dess tillstånd utvärderas på ett systematiskt sätt.

Inom fysioterapi som är inriktad mot besvär i rörelseapparaten är mätningar av patientens rörelseomfång en del av den kliniska vardagen (Russel, Jull & Wootton 2003). Stora användningsområden är både inom idrottsmedicin och inom ortopedi. Som utvärderingsinstrument och mätmetod efter exempelvis en idrotts- eller överbelastningsskada mäts ledrörligheten som en del av statusutredningen. Detta möjliggör en strukturerad rehabilitering och uppföljning efter rehabiliteringen (Russel, Jull & Wootton 2003). Genom att kontinuerligt mäta patientens rörlighet kan rehabiliteringsinsatserna som syftar till ökad rörlighet utvärderas.

”Easy Angle Projekt”

Meloq© har skapat en prototyp (Angela, Easy Angle Projekt) av en digital goniometer (DGA) som syftar till att digitalisera vinkelmätningen för en optimerad tillförlitlighet. Deras hypotes är att mätningar med DGA är snabbare och enklare att hantera än den traditionella goniometern (TG). Mätningen kan genomföras med bara en hand så att den andra är fri och goniometern förespråks vara lätt hanterbart vid mätning av alla leder i kroppen. Dessutom finns möjlighet att implicera data direkt i digitalt format, vilket skulle spara tid. Med hjälp av DGA skulle vinkelmätningens mätprecision öka och vara mindre påverkad av patientens kroppsform, samt mera oberoende av fysioterapeutens hantering av goniometern i undersökningen. Detta har visat sig vara fallet vid användning av en annan digital goniometer (Hambly, Sibley & Ockendon 2012). Vid en granskning av litteratur hittades ingen annan existerande digital goniometer som kan utvärdera vinkeldata självgående. DGA verkar vara lovvärd men har inte tidigare undersökts kliniskt.

Ledstruktur vid knärörelse

Knäledens rörelsemönster samt kapselmönster i sagittalplan består av flexion och extension. Dessa sker i femurotibial -och femuropatellarleden (Kappanji 1982; Soames & Salmons 1995).

Om knäleden uppvisar begränsad rörlighet brukar vanliga begränsande faktorer i flexion vara hög tonus i vastusmuskulaturen, begränsad påkoppling av mjukdelarna på baksidan såsom vaden och låret eller hälen och skinkan. Om samtidigt höften är extenderad kan rectus femoris muskellängd vara inskränkt eftersom denna muskel är en tvåledsmuskel. Rectus femoris löper över både höft- och knäleden och skulle därigenom kunna begränsa ROM i både höft- och knäleden. Denna faktor är viktig att beakta för att särskilja en leds ROM ifrån en muskels längd. I knäledsextension kan begränsande faktorer vara en spändhet i delar av Ligg. Cruciate, Ligg. Collaterale, Lig. Oblique posterior samt bakre delar av kapseln (Clarkson 2000, pp. 314 - 335). Efter exempelvis en korsbandsskada är det viktigt att kunna uppnå full knäledsextension igen. Inom de första veckorna är detta, utöver träning av styrka och koordination, det viktigaste målet i rehabiliteringsprocessen. En extensionsdefekt i knäleden leder till en förändrad belastning på hela nedre extremiteten och kroppen. Det kan på längre sikt bidra till utveckling av artros (Lohmander, Englund, Dahl & Roos 2007).

Knärörelser i vardagen

Den vanliga aktiva ROM i knäleden ligger mellan 0-135° (Clarkson, 2000, pp. 314 - 335). Vid aktiviteter i vardagliga livet, ”activities of daily life” (ADL) är full knäledsextension mycket mera betydelsefullt än en maximal knäledsflexion. En full knäledsextension i början av stödfasen möjliggör hälisättningen som är en viktig del i gångcykeln och möjliggör en harmonisk gång (Clarkson 2000, pp. 314 - 335). Vid ADL har ledvinkeln i knäleden, vid dynamiska mätningar med elektrogoniometer, visat sig ligga runt 7,6° - 102° för att sätta sig på en låg stol, 2,2° - 67° vid gång på plant underlag, 17,9° - 98°, upp och nerför en trappa och för att kliva ur ett badkar 2,7° - 138° (Rowe, Myles, Walker & Nutton 2000). 135° knäflexion betraktas som tillräcklig för att klara sina ADL som vuxen (Myles, Rowe, Walker & Nutton 2002). Andra kulturer där människor sitter mer på huk och på knä erfordras också mera ROM i knäleden (Li, Wong & Wai 2007).

I dagsläget finns det ett flertal olika typer av vinkelmätare, både traditionella och digitala. Den mest använda metoden är i denna studie kallad ”traditionell goniometer” (TG) och är en sedvanlig goniometer som består av en gradskiva med två skänklar. Vid mätning av en ledvinkel sätts gradskivan i mitten av leden som avses mätas och de två skänklar arrangeras enligt definierade benstrukturer som palperas innan mätningen (Clarkson, 2000, pp. 314 - 335).

1.2 Existerande forskning

Inom följande avsnitt kommer tidigare studier inom utvärderingen av knäledens ROM att framställas. Det har utvärderats ett flertal goniometrar, både analoga och digitala, angående knäledens reliabilitet och validitet, avseende aktiv och passiv flexion och extension i knäleden.

Olika sätt att mäta ledvinklar

Tidigare forskning har visat att mätningen av knäledens ROM med TG är både reliabel och valid (Low 1976, pp. 227 - 229). Det har även uppvisats en hög korrelation ($r = 0,97 - 0,98$) och en hög reliabilitet (ICC 0,99), jämfört med mätning av ROM i knäleden med röntgen (Gogia, Braatz & Norton 1987). I dagsläget anses röntgen som Golden-Standard för mätningar av leders rörelseomfång (Enwemeka 1986; (Gogia, Braatz & Norton 1987) men i den kliniska vardagen får TG anses som ett bra alternativ. Trots den höga korrelationen mellan TG och röntgen visade en studie av Boone et al. (1978) att TG uppvisar mätfel på upp till 5° i nedre extremitet (Boone et al. 1978).

Intrabedömarreliabiliteten var högre än interbedömarreliabiliteten (ICC 0,98 - 0,99 respektive ICC 0,86 - 0,90) vid mätning av knäledens ROM med TG (Watkins, Riddle, Lamb & Personius 1991) detta har även andra forskare konstaterat (Brosseau, Tousignant, Budd, Chartier, Duciaume, Plamondon, O'Sullivan, O'Donoghue & Balmer 1997; van Trijffel, van de Pol, Oostendorp & Lucas, 2010; Brosseau, Balmer, Tousignant, O'Sullivan, Goudreault, Goudreault & Gringras 2001; Linding Jakobsen, Christensen, Christensen & Olsen 2009; Peters, Herbenick, Anloague, Markert & Rubino 2011).

Validiteten av en elektrisk goniometer uppvisade en signifikant högre variation vid aktiv flexion och extension jämförd med TG ($p < 0,05$) (Clapper & Wolf 1988) och även en vätskebaserad goniometer utvärderades men visade sig uppnå hög validitet, jämfört med TG ($r = 0,83$) (Rheault, Miller, Nothnagel, Straessle & Urban 1988).

Andra analoga modeller finns och vid utvärdering av en parallelogram goniometer, uppvisade den lika god reliabilitet och validitet som vid mätning av knäledens ROM med TG (Brosseau et al. 1997). I vissa fall används en visuell bedömning, skattning av ledvinkeln i leden (Watkins et al. 1991). En systematisk granskning av mätmetoder för knäledsvinklar har visat att den visuella bedömning varken är lika valide eller reliabel som mätning av ROM med TG (Piriyaprasarth & Morris 2007). Detta har bekräftats av Watkins et al (1991), även om det finns studier som visat en god validitet (Brosseau et al. 2001) och reliabilitet (Peters et al. 2011) med avseende på mätningen av flexion (Watkins et al. 1991). En låg reliabilitet och validitet genom

en visuell bedömning gäller också för mätningar av ROM i övre extremiteten (van de Pol, van Trijffel & Lucas 2010).

Forskargrupper har haft olika förfaranden för att standardisera mätningen av ROM i knäleden som exempelvis självbyggda mätställningar för reglering av olika knäledsvinklar (Russel, Jull & Wootton 2003), kuber (Ockendon & Gilbert 2012) eller avståndsreglerande remmar (Brosseau et al. 2001). Även självklistrandande markörer som sattes på de anatomiska referenspunkterna (Brosseau et al. 2001) användes för en standardiserad mätning av knäledens ROM, som tidigare har bevisat sig vara reliabelt vid mätning inom en dag (Marks & Karkouti 1996).

Digitala vinkelmätare

De tekniska framstegen i samhället i stort har möjliggjort utvecklandet av olika digitala goniometrar. Metoder som möjliggör mätningar av ROM med hjälp av en smartphone eller andra digitala medier har utvecklats. Olika digitala system som fotografier och filminspelningar är vanligast men även röntgenbilder analyserades för mätning av ledvinklar. Oftast behöver de digitala värdena överföras till datorn och kan därmed analyseras först i efterhand vilket medför att resultat inte kan levereras direkt i patientsituationen (Blonna, Zarkadas, Fitzsimmons, James & O'Driscoll 2012; Verhaegen, Ganseman, Arnout, Vandenneucke & Bellemans 2010). Bara de senaste digitala systemen, kopplade till smartphones, kan leverera ett resultat direkt i kliniken (Ockendon & Gilbert 2012; Hambly et al. 2012). Digitala utvärderingsinstrument har genom ett flertal kritiska undersökningar visats vara mera reliabla och valida än TG (Verhaegen et al. 2010; Blonna et al. 2012; Carey, Laird Murray & Stevenson 2010) och dessa mätinstrument har visat både god intra- och interbedömarreliabilitet (Carey et al. 2010; Ferriero, Vercelli, Sartorio, Muñoz Lasa, Ilieva, Brigatti, Ruella, & Foti 2013). Även en digital lutningsmätare har visat sig ha både god intra- och interreliabilitet (Roach 2013).

En studie undersökte reliabiliteten av en smartphone-baserad goniometer för knäleden (Ferriero et al. 2013). Denna tar en bild på den kroppsdel som ska undersökas och i efterhand arrangeras tre markörer med hjälp av en applikation på definierade anatomiska strukturer på bilden. Tekniken liknar de andra digitala system som bygger på fotografier (Ferriero et al. 2013; Blonna et al. 2012; Verhaegen et al. 2010; Cleffken, van Breukelen, Brink, van Mameren & Olde Damink 2007) med skillnaden att denna kan utvärderas direkt i mobilen. Metoden visade sig ha hög inter- och intrabedömarreliabilitet ($ICC > 0,958$) (Ferriero et al. 2013). Utvärdering av

bilder är annars tidskrävande och kan vara arbetskrävande eftersom de behöver överföras till det digitala journalsystemet i efterhand.

Trots möjligheten till digitala verktyg använder sig fysioterapeuter i kliniska vardagen framförallt av TG för att fastställa ledens ROM (Russel, Jull & Wootton 2003; Gajdosik & Bohannon 1987). Det är heller inte ovanligt att en visuell bedömning görs, eftersom användningen av TG kan upplevas som krångligt och då väljer fysioterapeuten att skatta ROM istället.

Flexion och Extension

Flera forskningsgrupper har kommit fram till att mätningen av ROM i knäflexion med TG uppvisar en högre reliabilitet än mätningen av ROM i knäextension (Piriyaprasarth & Morris 2007; Brosseau et al. 1997; Watkins et al. 1991; Rothstein, Miller & Roettger 1983). Samma resultat gavs med parallelogram goniometern (Brosseau et al. 1997). Med högre vinkelgrader inom flexion visade TG vara mera valide ($r = 0,73 - 0,77$) än vid lägre flexionsvinklar ($r = 0,33 - 0,41$) (Brosseau et al. 1997; Verhaegen et al. 2010; Rothstein, Miller & Roettger 1983).

Även en elektronisk goniometer har uppvisat högre validitet vid aktiv flexion än extension (Clapper & Wolf 1988). Vid mätning av ledvinkeln verkar det vid mer än 30° knäflexion inte finnas någon signifikant skillnad mellan mätning med TG och röntgenverifierad mätning (Enwemeka 1986).

Aktiv och Passiv

Genomgående vid mätningar av olika leders vinklar tycks reliabiliteten vid passiva rörelser vara högre än vid aktiva rörelser (Gajdosik & Bohannon 1987). Vidare framkom att felkällor som muskeluttröttning kan leda till ett minskat ROM, och å andra sidan kan inlärningsprocessen bidra till ett ökat rörelseomfång (Gajdosik & Bohannon 1987).

I nuläget existerar ingen vinkelmätare som både är exakt och lätt hanterbar i kliniken och som samtidigt uppvisar god validitet och reliabilitet, såväl som en lika god inter- och intrabedömarreliabilitet. Ett utvärderingsinstrument för ledvinklar som är noggrant men ändå enkelt att hantera, mindre tidskrävande och som kan leverera resultat direkt i patientsituationen vore kliniskt värdefullt. Således finns det stort behov av vidareutveckling av reliabla och valida instrument för mätningen av ledvinklar.

1.3 Syfte och frågeställningar

Syftet med denna studie var att undersöka reliabiliteten och validiteten hos en digital goniometer (DGA: Angela, Meloq©) vid mätning av aktiv och passiv flexion och extension i knäleden.

Frågeställningar:

- Hur reliabel är DGA vid upprepade mätningar av knäledens rörelseomfång avseende aktiv och passiv flexion och extension?
- Hur valid är DGA vid mätning av rörelseomfånget vid aktiv och passiv flexion och extension i knäleden?

1.4 Teoretiska utgångspunkter

Denna metodstudie utvärderade en mätmetods tillförlitlighet och giltighet. Studien använde sig av analysverktyg som bedömer mätmetodens reliabilitet och validitet.

Reliabilitet

Inom klinisk forskning är det av stor vikt att mätningar är reproducerbara och tillförlitliga. Detta är en förutsättning för att upptäcka kliniskt relevanta förändringar (Lexell & Downham 2005). En god reliabilitet avseende ett mätinstrument innebär att det mäter likadant vid upprepade mätningar. Därutöver bör det vara oberoende av vem som mäter och vara samstämmig över tid (Shrout & Fleiss 1979).

Många olika faktorer kan påverka reliabiliteten av mätningen av ledvinklar. Utöver precisionen i mätinstrumentet diskuteras terapeutens erfarenhet och noggrannhet och dess kunskap att palpera anatomiska strukturer för att positionera mätinstrumentet på ett korrekt sätt, som möjliga felkällor Rothstein, Miller & Roettger 1983; Gajdosik & Bohannon 1987; Boone et al. 1978). Likväl kan patientens kroppsform och benstruktur leda till olika mätresultat (Hassmén & Hassmén 2008). Det har visat sig att terapeutens erfarenhet vid mätning av ROM i knäleden av patienter med artros inte spelar roll (Linding Jakobsen et al. 2009). Andra faktorer som visat sig påverka reliabiliteten är icke standardiserade instruktioner och testförfaranden (Piriyaprasarth & Morris 2007), dess tolkning, deltagarnas dagsform och valet av population (Stratford, Brazeau & Gowitzke 1984) samt tiden mellan och antal mätningar. Studier som utvärderade reliabiliteten på en goniometer som slutförts på en dag uppvisade en högre

reliabilitet än studier som genomfördes över flera dagar (Ekstrand, Wiktorsson, Oberg & Gillquist 1982; Marks & Karkouti 1996; Kilgour, McNair & Stott 2003).

Validitet

När mätinstrumentet är reliabelt, det vill säga mäter likadant vid upprepade mätningar är det viktigt att säkerställa att instrumentet även mäter vad det avser att mäta. Ett sätt att säkerställa kriterievaliditeten är att jämföra det aktuella mätresultatet med någon form av Golden Standard (Barrett, Philips & Alexander 1981). I denna studie betraktas TG som Golden Standard som tidigare har validerats mot röntgen (Gogia, Braatz & Norton 1987; Norkin & White 1995). DGA kommer att jämföras med mätningar som utförs med TG vid samma tillfälle för att fastställa DGAs validitet.

2. Metod

2.1 Metodval

Studien utvärderade en digital goniometer avseende dess reliabilitet och validitet. Studien genomfördes på en privat fysioterapimottagning i Stockholm av en legitimerad fysioterapeut med erfarenhet av testmetoden. Målet med studien var att undersöka reliabiliteten hos DGA (Angela, Meloq©) genom ett test-retest förfarande. Samt att undersöka kriterievaliditeten hos DGA mot den traditionellt använda goniometern (TG) vid aktiv och passiv flexion och extension i knäleden. I denna studie anses TG vara Golden Standard eftersom den är vanligt förekommande i det dagliga kliniska arbetet och har visat god överensstämmelse med röntgen (Enwemeka 1986; Gogia, Braatz & Norton 1987). Samtliga variabler mättes vid ett tillfälle.

2.2 Population och Urval

Inklusionskriterier

Vuxna, friska individer, utan aktuella besvär från knäleden. Deltagaren behövde behärska svenska språket för att kunna ge informerat medgivande och kunna följa instruktionerna.

Exklusionskriterier

Aktuella besvär i knäleden såsom smärta (VAS > 50) som begränsade individen i sin rörelseförmåga, tillfälligt uppkommande svullnad som påverkade rörelseutslaget i knäleden.

Försökspersoner

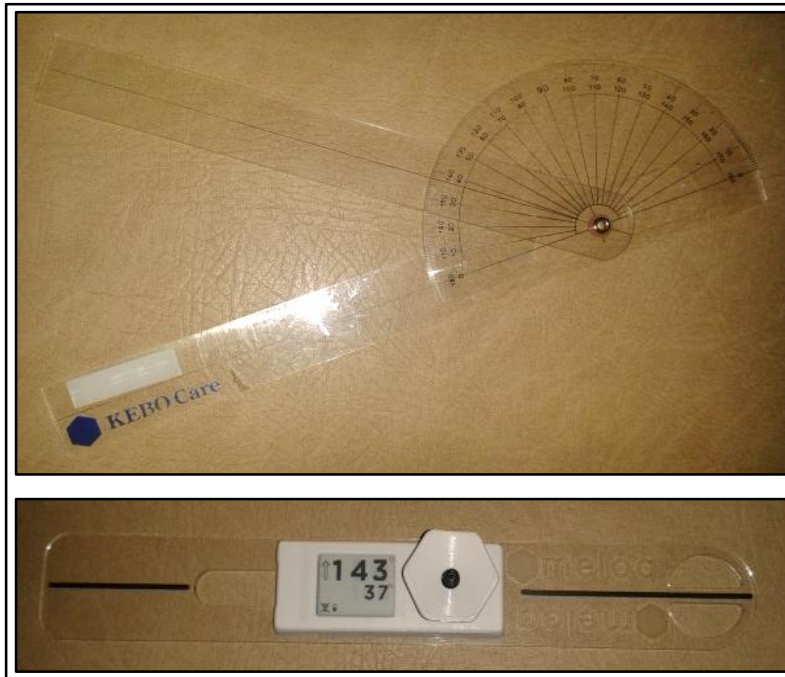
Arton försökspersoner mättes vid ett tillfälle. Totalt 36 knäleder, vilket kan anses vara tillräckligt antal knäleder vid en reliabilitetsstudie (Bruton, Conway & Holgate 2000). Nio kvinnor och nio män inkluderades.

Enligt tvåstegs klusterurval tillfrågades individer som var regelbundet fysiskt aktiva och som besökte fysioterapimottagningen där studien genomfördes (Aczel 1999). Försökspersonerna bestod av tränande, patienter och en fysioterapeut. De informerades muntligt och skriftligt om studien och informerat samtycke inhämtades i samband med mättillfället (bilaga 2).

2.3 Testutrustning

Traditionell goniometer (TG)

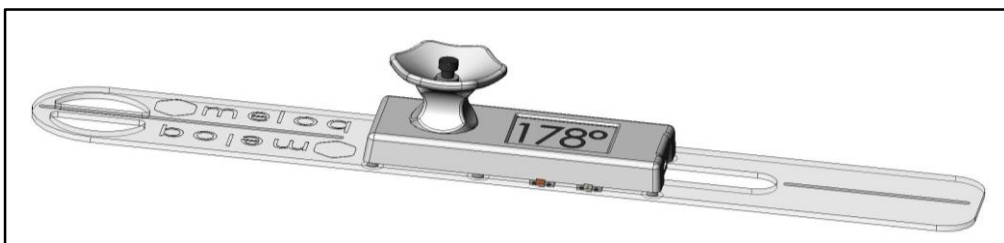
För den manuella mätningen användes en traditionell goniometer (TG) med två skänklar som placerades enligt standardiserade anatomiska referenspunkter (se genomförande). Rörelseomfånget avlästes från en skala som uppvisar 0-180° eller 180-0° med 1° indelning.



Figur 1: TG och DGA som båda uppvisar en vinkel på 143°/37°

Teknisk information om den digitala goniometern

Meloqs© digitala goniometer, Angela, (DGA) är ett handhållet instrument för mätning av rörelseomfång i leder (se Figur 2). ROM i leder mäts i vinklar och anges i grader.



Figur 2: Angela, Meloqs© digitala goniometer

DGA är en positionssensor som hela tiden känner till sin position i rymden. Sensorn är fäst i en skänkel som används för upplinjerig av sensorn med patientens anatomi. När rörligheten hos en led, t.ex. knäleden ska mätas linjeras DGA först upp med ena referenslinjen, t.ex. låret och

sedan med den andra referenslinjen, i det här fallet smalbenet. Vid varje upplinjerig trycker användaren på en knapp för att signalera att sensorn ska komma ihåg sin position. När sensorn linjerats upp med både lår och smalben kan sensorn jämföra sin första position med den andra positionen och vinkelskillnaden representerar ledens rörlighet. Då vinkeln mäts digitalt finns även möjlighet att eliminera vissa störande vinkelkomponenter, t.ex. rotation kring sensorns längsriktning.

DGA är baserad på en "inertial measurement unit" (IMU) som består av en treaxlig accelerometer, ett treaxligt gyroskop och en treaxlig magnetometer. Då det är vinklar som är intressanta är det främst gyroskopdata som används, accelerometern och magnetometern bidrar med riktning till jordens gravitationsvektor respektive magnetfält vilket används för att kompensera eventuella fel hos gyroskopet. Gyroskopet mäter sensorns vinkelacceleration kring alla tre koordinataxlarna och genom att integrera vinkelaccelerationen två gånger med avseende på tiden fås vinkeln kring alla tre koordinataxlarna. Eventuella integrationsfel och brus reduceras med Kalman filtrering (Chui & Chen 1991), kompensation görs då med hjälp av accelerometer och magnetometer samt kompensation för sensorns temperatur. För att undvika rotationsordningsberoende representeras alla vinklar av quaternioner (Conway & Smith 2003). Vid varje knapptryckning sparas sensorns dåvarande position i form av en quaternion och när vinkelskillnaden ska beräknas multipliceras den första quaternionen med inversen av den andra quaternionen. Parasitiska vinkelkomponenter elimineras genom att manipulera quaternionerna. Förenklat innebär det att vid beräkning av vinklarna används ett globalt koordinatsystem. Koordinaterna omvandlas mellan det Globala koordinatsystemet (Världen) och sensorns lokala koordinatsystem (sensorns nuvarande position). Vid tidpunkten för den första knapptryckningen sparas denna position och förs över i det globala systemet och jämförs sedan mot koordinaterna vid den andra tryckningen.

I sensorns lokala koordinatsystem ligger y-axeln parallellt med skänkeln som linjeras upp med patienten. Då sensorn hela tiden mäter sin förflyttning kan systemet bestämma y-axelns position i det globala koordinatsystemet i sex frihetsgrader vid både det första och det andra knapptryckningstillfället. Då förskjutningar inte spelar någon roll kan y-axeln för den andra knapptryckningen förskjutas så att dess startpunkt sammanfaller med det globala koordinatsystemets origo. Vinkeln mellan y-axlarna för det första och andra knapptryckningstillfället fås då som arcus cosinus av skalärprodukten av de normerade y-axlarna. Detta kommer att eliminera rotationskomponenter som är parallella med y-axeln och

medföra en noggrannare mätning trots patienternas olika fysik som kan innebära att mätningen måste göras på olika positioner längs axeln.

DGA är programmerad så att bildskärmen alltid visar två mätvärden, såsom TG gör (figur 1). Maximala mätvärdet som kan fås är 180° . För att förenkla arbets sättet för terapeuten är det även möjligt att automatiskt föra över mätvärdena från enheten till en Android Platta eller dator. Värdet som mäts anges alltid som stor siffra på displayen på enheten och överförs automatiskt till Android plattan. Det andra värdet (180° - uppmätta värdet) visas mindre nedanför på displayen, se Figur 1. När ena värdet är 180° blir då det andra värdet 0° , respektive $143^\circ/37^\circ$ som visas i Figur 1. Motsvarande värden fås även av TG vid samma mätning. För att det rätta värdet skall överföras till Android Plattan behöver goniometern vid mätning av ROM i knäleden alltid peka med spetsen mot leden samt, vid mätning av knäleden ska mätningen alltid påbörjas vid lårbenet och avslutas på underbenet. Vidare är det av vikt att veta om vänster eller höger knäled mäts. Vid hyperextension av vänster ben pekar en liten pil på bildskärmen uppåt. I datorn känner man igen dessa värden genom ett minus framför siffran vid mätning av vänster ben. Vid mätning av höger ben är det omvänt, där känner man igen en hyperextension genom pilen som pekar neråt och senare ett positivt värde i datorn.

2.4 Genomförande

Testledaren mätte ROM vid aktiv och passiv flexion och extension, i både höger och vänster knäled. Mätningen påbörjades alltid i höger knäled, en omgång genomfördes i följande ordning: aktiv flexion, passiv flexion, aktiv extension, passiv extension. Därefter genomfördes mätningarna på vänster knäled i samma turordning. Vid alla mättillfällen mättes varje rörelseriktning först en omgång med DGA, därefter en omgång med både TG och DGA (först TG), och sedan en till omgång med bara DGA. Sammanlagt inhämtades under genomförande trettiofyra mätvärden per försöksperson (se bilaga 3).

Försökspersonerna kom i shorts eller liknande till behandlingsrummet där mätningarna genomfördes. Deltagarna fyllde vid första mättillfället i ett protokoll med generell data såsom namn, kön, ålder, längd och vikt, datum samt antal timmar av fysisk aktivitet de utförde den aktuella dagen inför mätningarna. Alla mätningar skedde i direkt anslutning till varandra. I denna studie undersöktes enbart knäledens ROM i avlastad utgångsposition. Alla

standardiseringar gällde för både DGA och TG. Alla mätningar genomfördes enligt det standardiserade protokollet (se bilaga 3) i följande ordning: DGA, TG/DGA, DGA.

För att deltagarens kroppspositioner i förhållandet till britsen inte skulle ändras sattes ett sträck bilateralt (med en borttagbar penna) ovanför Spina Iliaca Anterior Superior (SIAS), samt en bit tejp i samma nivå på britsen. Eftersom det visade sig vara besvärligt, deltagarna verkade känna sig obekväma med situationen, och det dessutom inte ansågs tillföra standardiseringen något, ströks denna metod efter fjärde mätningen.

För att standardisera placeringen av mätinstrumenten gjordes markeringar med ett kryss, med en borttagbar penna, vid standardiserade anatomiska landmärken (Cleffken et al. 2007; Rheault et al. 1988) som referenspunkt för mätningen. Landmärkena var trochanter major på lårbenet och laterala femurcondylen samt fibulahuvudet vid den laterala malleolen. Trochanter major och laterala femurcondylen markerades i både flexion och extension, eftersom deras relativa position på huden kunde förändras. Både TG och DGA riktades enligt dessa anatomiska referenspunkter.

För att säkerställa att försökspersonernas ledvinklar var desamma vid varje mätning markerades även fotens placering med en tejpbit på britsen (Edwards, Greene, Davis, Kovacic, Noe & Askew 2004) enligt följande: När maximala aktiva och passiva flexionen uppnåddes första gången för försökspersonen placerades en bit tejp på britsen centrerat framför stortån. Dessutom mättes direkta avståndet i luftlinje mellan markeringarna på fibula och flexion-krysset på trochanter vid aktiv och passiv flexion (se figur 3). Denna mätning gjordes med ett vanligt måttband indelat i centimeter/millimeter. Avståndet noterades på respektive tejpbit och överfördes senare i testprotokollet. Denna metod möjliggjorde att samma ROM kunde återupptas igen, på grund av det fixerade avståndet mellan trochanter major och den laterala malleolen. Det antogs att precis lika långt avstånd mellan trochanter och fibula motsvarade en exakt upprepad ledvinkel i knäleden.



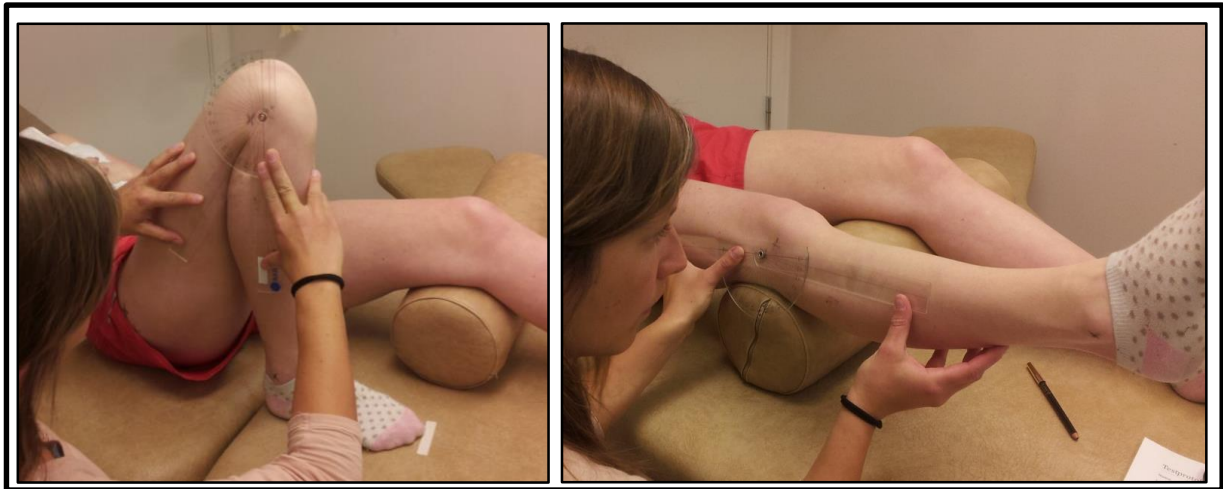
Figur 3: Avståndsberäkning mellan trochanter major och laterala malleolen vid mätning av aktiv och passiv flexion

Alla deltagares utgångsposition var ryggliggande på britsen. Höften var i anatomisk grundposition med utsträckt knäled. Bäckenet var stabiliserat genom försökspersonens kroppsvikt. För att bli bekant med rörelsen hade försökspersonen innan varje mätning möjlighet att böja och sträcka benet upp till tre gånger (Bazett-Jones, Winchester & McBride 2005). Vid mätning av aktiv extension placerades en rulle under knävecket (se figur 4). Vid passiv extension vilade vristen på en rulle så att knäleden befann sig i ytterläge (se figur 6). Alla mätningar genomfördes på samma typ av brits som är elektroniskt höjdbarbara i samma utgångsposition. Mätningarna gjordes med samma goniometer och med likadana förutsättningar avseende temperatur och yttre omständigheter.

Mätningarna genomfördes vid aktiv och passiv flexion och extension av höger och vänster knäled i sagittalplanet.

Mätning med traditionell goniometer

ROM mättes en omgång per deltagare i aktiv och passiv flexion och extension i knäleden med TG. Mätningen genomfördes enligt tidigare standardiserade instruktioner (Rheault et al. 1988; Boone et al. 1978; Gajdosik & Bohannon 1987). TGs gradskiva lades centrerat på knäledens laterala femurcondyl. Den fasta skänkeln riktades parallellt med femur mot trochanter major på lårbenet. Rörliga skänkeln positionerades parallellt med fibula i riktning med laterala malleolen på underbenet som landmärke. Vinkelvärdena av den traditionella vinkelmätaren avlästes av testledaren och fylldes i ett testprotokoll. Senare överfördes värdena till Excel och statistikprogrammet Statistica för utvärdering och statistisk analys.



Figur 4: Mätning av ROM vid aktiv flexion/aktiv extension med TG

Mätning med digital goniometer

Innan mätningarna startade, laddades DGA för att undvika att batteriet skulle ta slut. Mätningarna påbörjades alltid med mätning med DGA. DGAs bildskärm var övertäckt så att testledaren var blindad för sin egen mätning. Mätningen påbörjades på låret och därefter på underbenet, först mättes höger och sedan vänster ben. DGA lades lateralt på låret med spetsen mot knäleden och riktades mot trochanter major och den laterala femurkondylen som referenspunkt. När testledaren ansåg att DGA var placerad korrekt trycktes knappen på DGA för att påbörja mätningen. Därefter vreds goniometern och placerades på underbenet. Spetsen pekade mot knäleden och den mättades mellan tibio-femoralleden och fibulas laterala malleol. När testledaren bedömde att goniometern befann sig i rätt position tryckte testledaren en gång till på knappen för att avsluta mätningen.

Att följa rätt testordning var ytterst viktigt för att i efterhand kunna rekonstruera vilka värden som tillhörde höger respektive vänster ben. Framförallt vid (hyper)extension eftersom pilens riktning, respektive tecken framför mätvärdet i Android-plattan, spelade roll.

Alla värden som registrerades med DGA överfördes under pågående mätning via bluetooth med Meloqs© applikation till en Android platta. Mätvärdena lagrades med exakt klockslag och hölls hemliga tills mätningen var slutförd. Då dubbelkollade testledaren att alla mätvärden hade sparats och skickade mätvärdena kodade till sin egen mail samt registrerades manuellt i testprotokollet. Senare överfördes värdena till Excel och statistikprogrammet för utvärdering och statistisk analys.



Figur 5: Mätning av ROM vid passiv flexion med DGA



Figur 6: Mätning av ROM vid aktiv extension med DGA/Utgångsposition för mätning av passiv extension

Flexion

Aktiv: Från utgångspositionen där knäleden var sträckt, böjdes höft och knä.

Kommando: ”Böj knät genom att dra hälen så långt bakåt som du kan. Hälen ska fortfarande ha kontakt med bristen”.

Deltagarna uppmanades att bibehålla samma position under mätningen.

Goniometern placerades och mätningen genomfördes.

Passiv: Hälen flyttades om möjligt ytterligare en bit längre (än den aktiva flexionen) mot skinkan tills gränsen för passiv flexion var uppnådd.

Kommando: ”Slappna av och tryck inte emot mig”.

Goniometern placerades och mätningen genomfördes.

Extension

Aktiv: Patientens knäled vilade på en rulle.

Kommando: ”Sträck på knät så mycket du kan och håll positionen.”

Deltagarna uppmanades att bibehålla samma position under mätningen.

Goniometern placerades och mätningen genomfördes.

Passiv: Patientens vrist låg på en rulle.

Kommando ”Slappna av”.

Testledaren kände lite svikt på knäleden för att säkerställa att patienten slappnar av.

Goniometern placerades och mätningen genomfördes.

Provmätningar

Innan studiens start genomfördes flera provmätningar för att bli bekant med mätinstrumentet DGA, för att säkerställa att dataöverföringen fungerade samt att dubbelkolla att inga buggar i mjukvaran störde den exakta mätningen av ledvinklarna i knäleden. Under provmätningarna utformades standardiseringen av mätmetoden.

De första mätningarna genomfördes på handledarens knäled. Efter ett antal mätningar upptäcktes en bugg i goniometerns mjukvara. Goniometern stängde av sig under mätningarna trots att batteriet var fulladdat. Utvecklarna från Meloq© kontaktades och de undersökte och testade mjukvaran och kunde eliminera denna felkälla genom en ändring i programvaran.

Vid första provomgången av hela mätningsproceduren hände det flera gånger att goniometern dubbelklickade. Det vill säga när det andra måttet för mätningen av ledvinkeln på underbenet skulle tas klickade goniometern två gånger efter varandra. Därigenom kunde inte säkerställas att värdet överfördes till plattan och var i mätningen goniometern befann sig (mellan två mätvärden eller inte, eftersom displayen var igentekpad). Det medförde att mätvärdena behövdes kontrolleras och de registrerades då på plattan. Utvecklarna kontaktades igen och förbättringar av systemet genomfördes. De la till en fördröjning av varje ”klick” samt byggde in en ny knapp som var mindre sensibel. Detsamma inträffade också vid första mätningen av en av försökspersonerna (som därigenom blev en provmätning) och systemet undersöktes igen av utvecklarna och mjukvaran förbättrades tills goniometern ansågs fungera för klinisk användning.

2.5 Blindning

Mätningen med TG avlästes av testpersonen och noterades i testprotokollet, såsom förfaringssättet brukar vara i det kliniska arbetet med patienten. Alla digitala mätningar registrerades blindade för att minimera risken att testledarens förväntningar påverkar testresultatet (Verhaegen et al. 2010). Befintlig display på DGA övertäcktes så att testledaren var blindad för sin egen mätning. Vinkeldatan överfördes direkt in i Android plattan.

Bildskärmen var därtill avstängd så att mätvärdena inte var synbara för testledaren. Efter avslutad mätning av varenda deltagare skickades ett kodat mejl med mätvärdena till testledarens mejladress och överfördes senare till datorn.

2.6 Etiska ställningstaganden

Alla deltagare fick såväl skriftlig som muntlig information om studiens genomförande. Skriftligt informerat samtycke samlades in från deltagarna. Risk för obehag, kramp eller träningsvärk förelåg vid mätningen men förebyggdes genom noggrann instruktion och samtal om vikt av smärtfritt genomförande av aktiv och passiv flexion och extension i knäleden. Smärta eller obehag skulle ha kunnat uppstå om uppgiften missförstås.

Risk för integritetsintrång förelåg men minimerades genom anonymisering av personuppgifter. Resultatet presenteras på gruppnivå.

2.7 Databearbetning och statistik

Variablerna som mättes var ROM i knäleden som anges i grader. Datanivån för grader faller inom kvotskalan. För beräkningarna användes det totala antalet mätvärden. Reliabiliteten studerades genom Intraclass Correlation Coefficient (ICC (2,1)) (Shrout & Fleiss 1979). En korrelationsanalys kan särskilja en mätmetods förmåga mellan individer, genom att huvudsakligen jämföra variansen mellan individer med variansen inom en individ. En god reliabilitet uppvisar en låg varians kring medelvärdet efter repetitiva mätningar. Samtidigt gäller att ju större variation det är mellan de uppmätta objekten, desto högre värde kan ICC anta (maximal +1). ICC värdena tolkades enligt Landis & Kochs riktlinjer, som beskriver ett reliabilitetsvärde $>0,8$ som så gott som perfekt, $0,61 - 0,8$ som betydande och $0,41 - 0,6$ som måttligt (Landis & Koch 1977).

För att se hur säkert ICC värdet var beräknades variationskoefficienten ”Coefficient of Variation” (CV), som är ett relativt mått på metodfelet. CV brukar anges i procentandelar och visar på den förväntade slumpmässiga variationen hos enskilda mätvärden (Elfvig, B., Liljequist D., 2012). Värden nära noll tolkas som hög reliabelt (Hopkins, Schabert & Hawley 2001). Detta värde är dock inte användbart på mätningar som antar negativa värden och beräknades därför endast för flexionen.

Validiteten utreddes med Pearsons korrelationskoefficient. En positiv korrelationskoefficient visar att det finns ett samband mellan två variabler. Vid en sambandsberäkning tas dock ingen hänsyn till överensstämmelsen mellan de två variabler. En hög korrelationskoefficient är således inte liktydigt med en god överensstämmelse. För att studera sambandet presenteras mätningarna med TG och DGA därför också med hjälp av plotdiagram där en "line of equality" eftersträvas.

Statistisk bearbetning utfördes med hjälp av Microsoft Excel 2013 och STATISTICA 9.1.

3. Resultat

3.1 Deskriptiv statistik

Arton försökspersoner, 9 kvinnor och 9 män deltog i studien. Demografiska data presenteras i Tabell 1.

Tabell 1: Deltagarnas demografiska data Mv(SD)

Deltagare (n)	Längd (cm)	Vikt (kg)	Ålder (ålder)	FA (timmar)
Kvinnor (9)	168 ± 6,3 (160 – 180)	64,2 ± 7,5 (56 – 75)	48,8 ± 18,6 (30 – 69)	1,8 ± 2,4 (0 – 8)
Män (9)	180 ± 4,4 (174 – 187)	77,7 ± 10,8 (64 – 89)	50,9 ± 22,1 (19 – 73)	1,7 ± 2,4 (0,5 – 8)
Total (18)	174 ± 8,3 (160 – 187)	70,9 ± 11,4 (56 – 89)	49,8 ± 18,6 (19 – 73)	1,8 ± 2,3 (0 – 8)

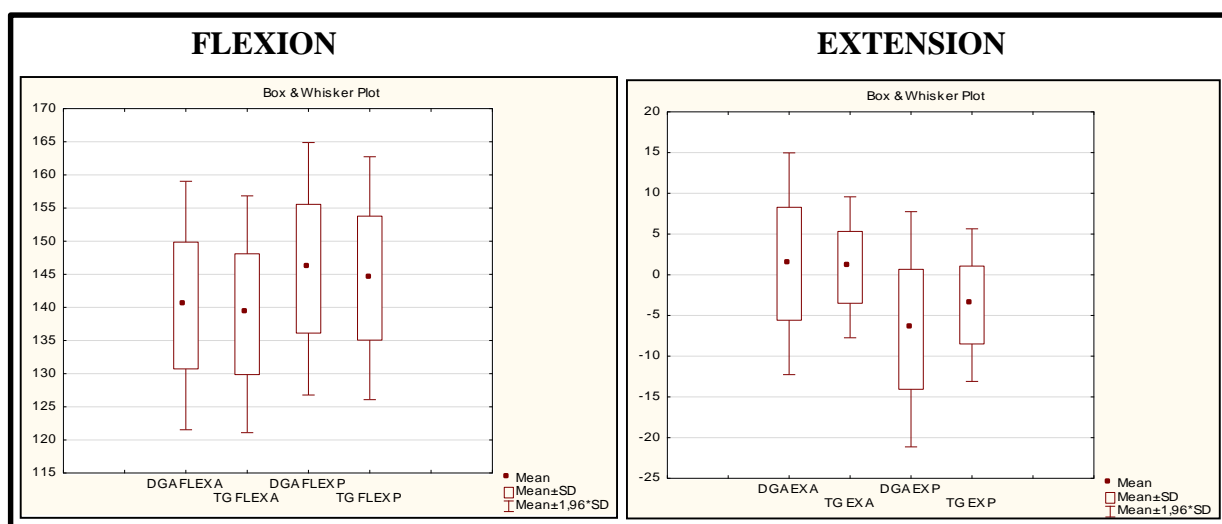
n: Antal; FA: fysisk aktivitet samma dag; cm: Centimeter; kg: kilogram;

Vinkelvärdena från aktiv och passiv flexion och extension i knäleden sammansatte sig ur mätningarna av både höger och vänster knäled av alla 18 deltagare, se tabell 2. Vinkelvärdena från DGA baseras på medelvärdena av tre mätningar.

Tabell 2: ROM per Rörelseriktning

Rörelseriktning per goniometer	Mv (grader)	SD (grader)
DGA FLEX A	140,3	9,57
TG FLEX A	139,0	9,12
DGA FLEX P	145,8	9,72
TG FLEX P	144,4	9,35
DGA EX A	1,4	6,95
TG EX A	0,9	4,42
DGA EX P	-6,7	7,37
TG EX P	-3,7	4,78

DGA: Digital goniometer (Angela, Meloq®);
TG: Traditionell goniometer; FLEX: Flexion; EX: Extension;
A: Aktiv; P: Passiv; Mv: Medelvärde; SD: Standardavvikelse;



Figur 7: Box Plot från DGA/TG Mv (SD) vid mätning av flexion och extension vid aktiv och passiv ROM

3.2 Reliabilitet

ICC beräknades genom att alla vinkelvärden mätt med DGA från höger och vänster ben slogs ihop per rörelseriktning. DGAs reliabilitet avseende knäledens ROM i sagittalplanet varierade beroende på rörelseriktning (se tabell 3).

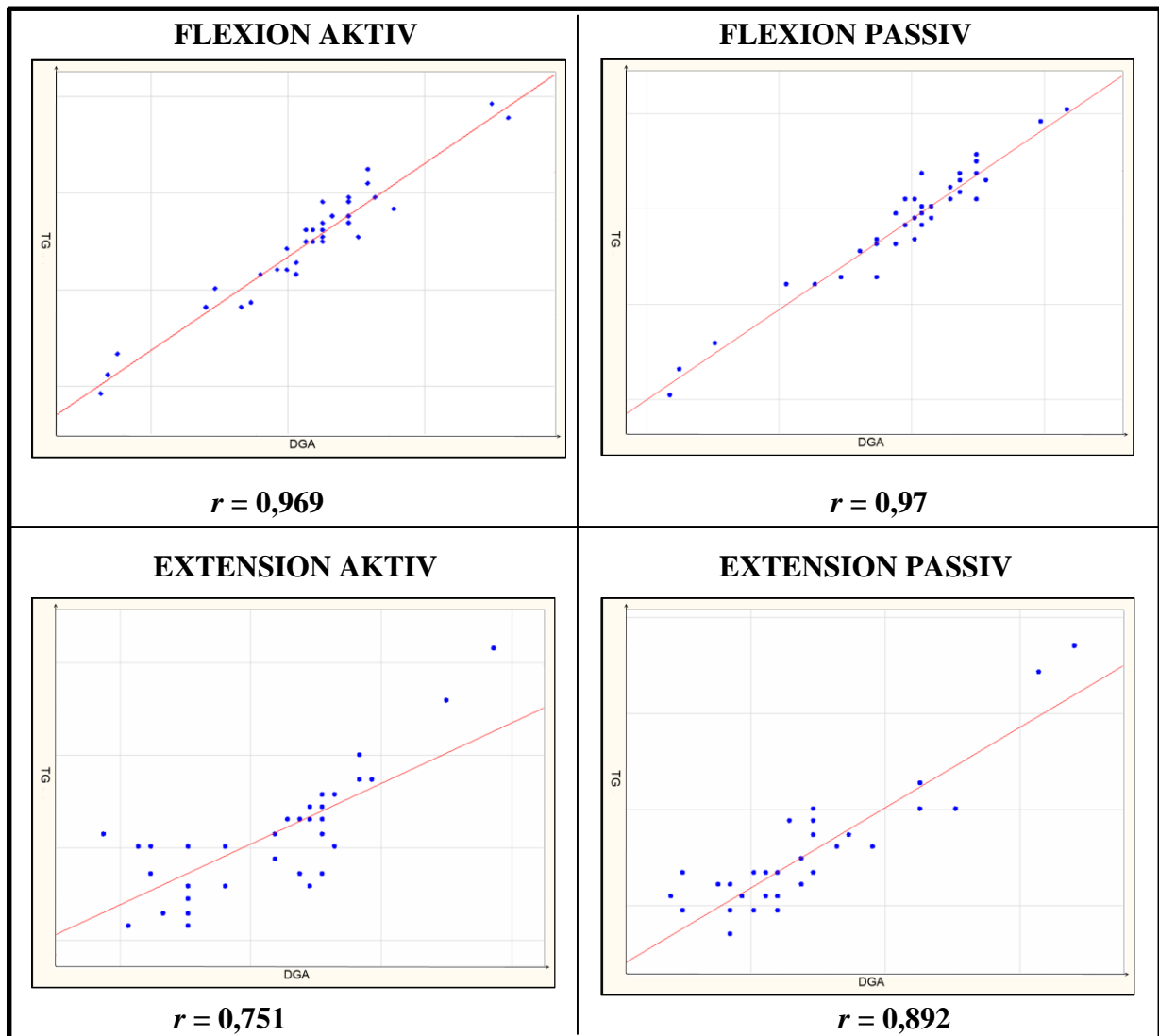
Tabell 3: Intra-Class Correlation / Variationskoefficient

Rörelseriktning	Reliabilitet (ICC)	CV (procent)
Flexion aktiv	0.887	6,82
Flexion passiv	0.898	6,66
Flexion	0.812	6,97
Extension aktiv	0.599	
Extension passiv	0.911	
Extension	0.511	

ICC: Intra-Class Correlation; CV: Variationskoefficient;

3.3 Validitet

Alla vinkelvärden som mättes vid andra omgången med DGA jämfört med vinkelvärdena mätt med TG. Inom plotdiagrammet eftersträvas en "line of equality" för en god validitet. Mätvärdena vid flexionen visar en god överensstämmelse.



Figur 8: Korrelationsanalyser för alla rörelseriktningar; r = Pearsons korrelationskoefficient; Signifikansnivå: $p < 0,05$

4. Diskussion

Studiens syfte var att utvärdera en digital goniometer, DGA (Angela, Meloq©), med avseende på dess reliabilitet och validitet vid mätning av ROM vid aktiv och passiv flexion och extension i knäleden. De viktigaste fynden var att mätningen av ROM med DGA visade sig vara reliabelt i alla rörelseriktningar förutom den aktiva extensionen, som skulle kunna bero på tekniska fel i DGA. DGAs validitet var måttlig till mycket hög.

4.1 Resultatdiskussion

Reliabilitet

Den passiva extensionen, liksom den aktiva och passiva flexionen antog så gott som perfekta reliabilitetsvärden. Den aktiva extensionen kunde dock bara tolkas som måttligt reliabel (ICC 0,599) (Landis & Koch 1977). Ingen existerande forskning har hittills undersökt DGAs reliabilitet.

Flexion versus extension

Reliabiliteten visade sig vara bättre vid mätning av ROM i flexion (ICC 0,812) jämfört med mätningen i extension (ICC 0,511). Att mätningen av ROM vid flexion visade sig vara mera reliabel än extension överensstämmer med tidigare forskning (Rothstein, Miller & Roettger 1983; Clapper & Wolf 1988). Detta skulle kunna bero på att det är få grader från extensionsdefekt till hyperextension och betydligt svårare att standardisera extensionen då det rör sig om långa hävarmar och framförallt. I denna studie, liksom i flertal andra studier, har det visat sig svårt att standardisera extensionen (Rothstein, Miller & Roettger 1983). Konsekvensen i denna studie tycks vara att extensionen uppvisade lägre reliabilitet än flexionen. Även om den exakta knäledsvinkeln, genom standardiseringen, försökte att återupprepas exakt likadant vid varje mättillfälle, kan den ändå ha förändrats. Tolkningen bör därför bli att DGA är ett reliabelt mätinstrument eftersom det visade höga ICC värden i de rörelseriktningar där standardiseringen var tillfredsställande. Det som i första hand utvärderas i aktiv extension torde därför vara förmågan att återupprepa den exakta knäledsvinkeln och inte instrumentets förmåga att mäta exakt likadant vid varje mättillfälle.

I jämförelse med andra digitala goniometrar som mätt ROM vid aktiv flexion var DGA lika reliabel (ICC 0,887 jämfört med ICC 0,898) (Hambly et al. 2012) men något sämre avseende mätning av passiv flexion (ICC 0,898 jämfört med ICC 0,996/ICC 0,993) (Ferriero et al. 2013;

Verhaegen et al. 2010). Dessa värden tyder dock på att DGA kan användas kliniskt för att mäta ROM vid flexion.

DGA visade sig vara något mer reliabel avseende mätning av ROM vid passiv extension, jämfört med en smartphonebaserad applikation (ICC 0,911 jämfört med ICC 0,838) (Verhaegen et al. 2010). Detta bekräftade att även digitala goniometrar är mera reliabla vid mätning av passiv än aktiv ROM. Tyvärr har, trots noggrann litteraturgranskning, inga utvärderingar hittats som studerat reliabiliteten av mätning av knäledens ROM vid aktiv extension med en digital goniometer.

Aktiv versus passiv rörelse

Vidare var den passiva rörligheten mera reliabel än den aktiva rörelsen, mätt med DGA. Detta visade sig gälla för både flexion och extension (ICC 0,898 > ICC 0,887 respektive ICC 0,911 > ICC 0,599) (tabell 3). Detta överensstämmer också med tidigare forskning som utvärderade analoga goniometrar (Piriyaarasarth & Morris 2007; Linding Jakobsen et al. 2009; Rothstein, Miller & Roettger 1983; Gajdosik & Bohannon 1987). Orsaken skulle kunna vara att knäleden befinner sig i ytterläge vid mätning av den passiva flexionen och extensionen. Leden har mindre möjlighet att förändra läget vid upprepade mätningar och därför skulle de möjligen vara lättare att återskapa samma position.

Reliabiliteten tolkades så gott som perfekt vid tre av fyra rörelseriktningar för DGA (Landis & Koch 1977), vilket även visats vid upprepade mätningar som genomfördes under en och samma dag, med andra typer av goniometrar (Gajdosik & Bohannon 1987). Andra studier som genomfört mätningarna på olika dagar har uppvisat sämre test-retest värden (ICC 0.78 - 0.87) (Ekstrand et al. 1982; Marks & Karkouti 1996; Kilgour, McNair & Stott 2003). Detta kan förklaras genom fler okontrollerade variabler som skulle kunna påverkas vid en utvärdering som sträcker sig över mer än en dag.

DGA visade inte värdet 0° vid någon mätning. Eventuellt är inte DGA tillräckligt sensibel för att upptäcka detta värde eftersom det mättes några gånger med TG. Denna avvikelse har inte noterats vid mätning med andra digitala goniometrar (Blonna et al. 2012; Cleffken et al. 2007; Verhaegen et al. 2010). Utvecklarna från DGA borde undersöka det upptäckta fenomenet mera noggrann för att undvika en felkälla.

Svagheten med värderingen av reliabiliteten med ICC är att även vid låg precision i mätningen men med stor mellanindivids varians, kan ICC värdet närma sig 1 (Stratford 1989). Deltagarna

inom denna studie uppvisade en stor varians avseende ROM. Vid tre av fyra rörelseriktningar bedömdes enligt ICC reliabiliteten som så gott som perfekt (Landis & Koch 1977). Dock är avvikelserna av mätvärdena inom den fjärde rörelseriktningen, den aktiva extensionen, inte större än i övriga mätningar (se tabell 2). Därmed bör inte de höga ICC värdena kunna förklaras av en stor mellanindivids varians.

CV uppvisade låga värden för aktiv/passiv flexion (CV 6,82 % / CV 6,66 %). Detta innebär att mätmetodfelet som mätningen med DGA för flexion är låga och ligger mellan 6,82 % - 6,66 %. DGA tycktes vara tillförlitligt vid mätning av flexion, eftersom den gav bra ICC och CV.

Validitet

Validiteten av DGA beräknades med Pearsons korrelationskoefficient eftersom vinkelvärden i ROM är data som är mätt i en kvotskala. Alla korrelationskoefficienter antog ett positivt värde som visade på att DGA korrelerar med TG för alla rörelseriktningar ($p < 0,05$). I Figur 8 ses att validitetsvärdena vid flexion är nära "line of equality". Validiteten avseende aktiv och passiv flexion var mycket höga ($r = 0,969 - 0,97$) medan aktiv och passiv extension uppvisade en måttlig till hög korrelation ($r = 0,751$ respektive $r = 0,892$) (Domholdt 2000). Den passiva flexionen visade den högsta korrelationen ($r = 0,97$) och den aktiva extensionen visade den lägsta korrelationen ($r = 0,751$). Att DGA uppvisar en god validitet vid flexion visar på att den är på rätt spår att kunna användas kliniskt för mätning av ROM i flexion.

Flexion versus extension

Dessa resultat överensstämmer med tidigare forskning som också kommit fram till att validiteten vid mätning av ROM vid flexionen var högre än vid extensionen ($r = 0,975 - 0,987$ respektive $r = 0,390 - 0,442$) (Brosseau et al. 2001). Vid mätning av den aktiva extensionen uppvisade DGA och TG mätvärden $< 15^\circ$ i alla förutom vid en mätning. Enwemeka (1986) visade att TGs validitet inte var given vid lägre vinklar än 15° i knäleden. Att TG saknar validitet inom dessa vinklar kan förklara varför korrelationskoefficienten vid aktiv extension var relativt låg ($r = 0,751$) (Enwemeka 1986). Det är möjligt att DGAs vinkelvärden är mera valida än de mätta med TG i aktiv extension. För att utreda detta bör DGA valideras mot röntgen, eftersom röntgen anses som Golden-Standard vad gäller mätning av ledvinklar (Gogia, Braatz & Norton 1987).

Tidigare forskning pekar på att det är svårare att mäta extension än flexion och detta tycktes också vara fallet i denna studie. Den låga korrelationen vid mätning av knäledsvinkeln i

extension förklarades inom tidigare studier genom komponenten att tibia roterar under de första graderna av flexion (Basmajian 1978, pp. 257-260; Lehmkuhl & Smith 1983, pp. 303-305). Därigenom förändras de relativa förhållandena mellan de anatomiska landmärkena (Enwemeka 1986). Detta skulle kunna förklara att reliabiliteten och validiteten för extension var lägre även i denna undersökning.

En annan studie har dock uppvisad en god korrelation vid extension ($r = 0,97 - 0,98$) (Gogia, Braatz & Norton 1987). Men den har bara mätt värden mellan 0-12° knäextension, varav ingen mätning av ROM uppvisade en hyperextension. Hyperextension tycks vara svårt att mäta och att exkludera denna del av rörelsen kan förklara varför Gogia et al. (1987) kommit fram till så pass höga korrelationsvärden vid mätning av ROM i extension (Gogia, Braatz & Norton 1987).

En smartphonebaserad applikation uppvisade lika god korrelation vid aktiv ($r = 0,932$) som vid passiv flexion ($r = 0,947$) (Ockendon & Gilbert 2012). Dessa studier tyder på att en digital goniometer kan användas för mätning av ROM vid flexionen. Trots ordentlig litteraturgranskning har dessvärre ingen forskning hittats som utvärderade validiteten av andra digitala goniometrar avseende mätning av ROM vid extension. Därmed kan inga jämförelse göras.

Existerande forskning har upptäckt att TG har ett mätfel på upp till 5°, vid mätning av ROM i nedre extremitet (Boone et al. 1978). Detta har också bekräftats i en studie som utvärderade mätning av knäflexionen av artrospatienter (Edwards et al. 2004). Studien föreslog att en befintlig förändring i knäledens ROM först kan fastställas vid en skillnad på >6° och kan först då anses som kliniskt relevant (Boone et al. 1978). TG är trots detta, den idag bästa kliniska mätmetoden och bör anses som Golden Standard eftersom studier har visat en hög överensstämmelse mellan mätning med TG och röntgenbilder (Brosseau et al. 2001; Enwemeka 1986; Boone et al. 1978; Gogia, Braatz & Norton 1987). Denna studies resultat tyder på att den DGA kan användas vid mätning av aktiv och passiv flexion. Det är mera tveksamt när det gäller mätningar av ROM i extension i knäleden eftersom ledvinklarna här är små, ofta <6°. Det är också svårare att standardisera aktiv extension, vilket flertalet studier visat, och som också torde ha påverkat utvärderingen av DGA i denna studie.

Sammanfattningsvis kan sägas att studien uppvisade att DGA var tillförlitlig och väl överensstämmande med TG vid mätning av ROM vid flexion i knäleden. Extensionen

uppvisade mätfel beroende på tekniska fel och svårigheter att standardisera mätningen vilket tycks ha påverkat dess reliabilitet och validitet.

Deskriptiv statistik

Samtliga vinklar mätta med DGA var större jämfört med TG (se tabell 2), något som skulle kunna åtgärdas med en matematisk algoritm. Mest påtaglig var skillnaden vid extension, både vid extensionsdefekt och hyperextension. Såväl medelvärdena (Mv) och standardavvikelse (SD) blev högre med DGA och variationen inom mätvärdena var större i jämförelse med TG (figur 7). Vid en noggrannare granskning av alla mätvärden vid den aktiva extensionen sågs flera mätvärden med annat tecken inom den aktiva extensionen (se bilaga 4). Om dessa värden jämfördes med värdena från TG samt de andra värdena inom den aktiva extensionen av både ipsilaterala och kontralaterala benet, kunde antas att det hände att DGA ibland sparade värdet med fel tecken (exempelvis 9° istället för -9°). Det vill säga att det tolkades som en extensionsdefekt istället för hyperextension. Vid 9° innebar detta en skillnad på 18° och en stor avvikelse som klart påverkade de statistiska beräkningarna och därmed tolkningen av hur valid och reliabel DGA kan anses vara. Detta kan vara en anledning till den ökade variationen inom mätvärdena mätta med DGA.

Även tidigare forskning som undersökt en elektronisk goniometer (Orthoranger) vid aktiv flexion och extension i knäleden uppmärksammade en signifikant högre variation i mätvärdena mätt med Orthoranger, än med TG (Clapper & Wolf 1988). I den studien menade författarna att det var svårt att placera Orthorangern på ett korrekt sätt, såsom dess orientering beroende på kroppsformen, och att det skulle vara orsaken till den stora spridningen. Den studiens förklaringsmodell kunde även i denna studie vara orsaken till den stora spridningen.

Medelvärden av mätningarna per rörelseriktning kan vara vilseledande. Vid mätning av den aktiva extensionen med DGA visade medelvärdet på någorlunda samma värden som hos mätning med TG [DGA Mv (SD): $1,4^\circ(6,95^\circ)$ / TG Mv(SD): $0,9^\circ(4,42^\circ)$]. Ändå visade sig den aktiva extensionen, mätt med DGA, vara minst reliabel (ICC 0,599). Medelvärdet neutraliserades i viss mån när alla värden lades ihop och liknade då mer värdena från TG. Det går dock inte att utesluta att validiteten såväl som reliabiliteten av mätinstrumentet skulle kunna åtgärdas genom ett förtydligande avseende när det i extension är grader som passerar 180° eller inte, det vill säga hur mätinstrumentet kan avgöra om det är en hyperextension eller ett extensionsdefekt.

Andra påverkande faktorer

I litteraturen diskuteras faktorer som uttröttning, omotiverade deltagare eller inlärningseffekten som skulle kunna påverka ROM under mätningen. Inget systematiskt mönster sågs i föreliggande studie som tydde på att försökspersonerna skulle vara uttröttade, exempelvis genom att ROM minskade. En viss inlärningseffekt alternativt uppvärmningseffekt kunde ses i mätning av den aktiva flexionen. Detta avhjälpes genom att försökspersonerna endast fick flektera till uppmätta markeringar på britsen samt att avståndet mellan trochanter major och distala fibulahuvudet skulle vara lika långt vid varje mättillfälle. Vid mätningarna i extension fanns inte denna kontroll via tejp eller liknande vilket kan förklara den lägre validiteten och reliabiliteten i extension. Studier har visat att det är lättare att utföra en rörelse efter repetition av densamma (Bazett-Jones, Winchester & McBride 2005).

Det finns undersökningar som pekar på att det är svårare att palpera de anatomiska referenspunkterna hos individer med ökad kroppsmassa (Gajdosik & Bohannon 1987). Detta skulle kunna förklara en nedsatt precision i mätningar och på så vis nedsatt mätsäkerhet hos en individ med högt BMI. Inom denna studie har dock bara 3 av 18 deltagare haft en BMI >25 som klassificeras som överviktiga. Mycket kroppsmassa kan också innebära en stor muskelmassa och ett BMI >25 eftersom muskler väger mer än fett (Världshälsoorganisationen 1995). Även stora muskler kan orsaka en nedsatt förmåga till mätprecision och därigenom en lägre reliabilitet. DGA kunde möjligen placerats olika på grund av uttalade muskelbukar i Peroneerna, M. Tibialis anterior eller M. Gastrocnemius, vilket diskuterats som en möjlig felkälla i tidigare forskning (Clapper & Wolf 1988). En lutning av goniometern skulle ha kunnat påverka vinkelvärdet, men så länge DGA befann sig i sagittalplanet spelade positionen ingen roll eftersom den var låst för registrering av rotation, däremot inte för en lutning i sagittalplanet. För att minska denna risk borde DGA ha placerats antingen alltid centrerad mellan mätpunkterna, eller närmast den proximala eller distala referenspunkten. Variationen av kroppens anatomi avviker från teorin och visade sig påverka mätningen med DGA mer än utvecklarna förväntade sig.

Även förekomsten av markanta proximala fibulahuvuden skulle ha kunna lett till en lutande positionering av DGA. Eftersom DGA dock är låst för registrering av rotation är denna felkälla minimal så länge DGA var placerad i sagittalplanet.

4.2 Metoddiskussion

En styrka med denna studie var att såväl flexion som extension i knäleden utvärderades. De flesta studier har undersökt en av rörelseriktningarna och ofta knäledsflexionen eftersom extensionen tycks vara den rörelseriktning som är svårast att standardisera (Rothstein, Miller & Roettger 1983).

Stickprovet ansågs vara representativt. Studien inkluderade lika många män som kvinnor i varierande åldrar 19-73år (Genomsnittsålder: 49år) och med olika god funktion av knäleden (se tabell 1). Alla deltagare var regelbundet fysiskt aktiva och tränade upp till två gånger i veckan. Testet i sig innebar ingen risk för överansträngning. Vidare blev såväl vänster som höger ben mätta vilket gav ett stort underlag för att utvärdera DGAs reliabilitet och validitet. Resultatet skulle därmed möjligen kunna generaliseras till en större population.

För att hantera eventuell påverkan från både inlärningseffekten och uttrötning av muskulaturen på patientens ROM i knäleden genomfördes den första mätningen digitalt, den andra analogt och de följande två mätningarna digitalt. Valideringen av DGA genomfördes genom en sambandsanalys mellan mätvärdet ifrån TG och DGAs andra mätning. Dessa mätvärden hade samlats in under samma omgång, så att knäledens ROM inte borde ha förändrats under mätningen med båda goniometrarna.

Standardisering

Mätningarna av ROM i knäledens sagittalplan genomfördes likadant vid varje mättillfälle, med båda goniometrar och i varje rörelseriktning som minimerade risken för felkällor (Piriyaprasarth & Morris 2007). Att markera anatomiska landmärken är en vanlig metod inom forskningen (Cleffken et al. 2007; Rheault et al. 1988; Brosseau et al. 2001). Tidigare forskning visade en god reliabilitet vid markering av de anatomiska referenspunkterna i benet vid mätning inom en dag (Marks & Karkouti 1996). Denna studie markerade referenspunkterna med små kryss eftersom det saknades tillgång till självklistrandande markörer (se figur 4 & figur 5). Kryssen gav möjlighet att rikta goniometrarna mer noggrant och förenligt med anatomin, jämfört med om de anatomiska referenspunkterna skulle ha behövts palperas under mätningen. Dessa markeringar syftade till ett standardiserat genomförande av mätningen och brukar inte genomföras under arbetet med patienter. Även tejpbiten för att säkerställa samma avstånd mellan trochanter major och fibula, såsom en centrerad fotposition kunde betraktas som en icke-realistisk patientsituation. Eftersom detta var den första systematiska kliniska utvärderingen av DGA ansågs det som lämpligt att standardisera mätningarna i så stor utsträckning som möjligt

(Piriyaprasarth & Morris 2007; Gajdosik & Bohannon 1987). I kliniken försöker terapeuten också att följa fastsatta riktlinjer, dock är det inte alltid möjligt på grund av tidsbrist.

Under mätningen av flexionen bestämdes att avståndet mellan trochanter major och fibula skulle vara detsamma och därmed säkerställa samma ROM i knäleden vid upprepade mätningar. Markering av fotposition har använts i tidigare studier (Edwards et al. 2004), medan avståndet mellan trochanter major och den laterala malleolen hittills inte använts i undersökningar av ROM (figur 3).

Genom att rotera i fotleden (både inåt- eller utåtrotation) eller att förskjuta fotposition till höger eller vänster skulle knäledsvinkeln vid bibehållet avstånd kunnat ha förändras. Denna möjliga felkälla försökte undvikas genom att korrigera patientens fotposition vid behov. Andra standardiseringar av knäledsvinkeln som setts inom tidigare forskning var att använda sig av självbyggda kuber (Ockendon & Gilbert 2012), mätställningar (Russel, Jull & Wootton 2003), eller avståndsreglerande remmar (Brosseau et al. 2001).

Flexion

Markeringarna fungerade väl för att standardisera mätningen av ROM i flexion, medan extensionen bör standardiseras ytterligare för att på ett korrekt sätt kunna utvärdera DGAs reliabilitet och validitet.

Vid passiv flexion var det testledaren som avgjorde att samma kraft användes vid varje tillfälle. För testledaren kunde det vara svårt upprepa exakt samma intensitet med vilken knät flekterades passivt (Gajdosik & Bohannon 1987; Linding Jakobsen et al. 2009). Flexionen stoppas med ett end-feel som är mjuk (van Trijffel et al. 2010) vilket gör det svårt att kontrollera att den aktiva flexionen belastades med exakt lika mycket kraft vid varje mättillfälle. Eftertrycket kan ha varit olika, eventuell skulle knät ha flekterats mer eller mindre. Denna felkälla försökte undvikas med hjälp av de standardiserade hjälpmarkörerna som tejpens och avståndsberäkningen.

Studien genomförde bedömningen av ROM i knäleden i ryggläge. Denna position har tidigare kritiserats vid mätning av framförallt flexion eftersom den inte är knäbelastande, det vill säga vikt bärande och därigenom anses vara icke-funktionell (Li, Wong & Wai 2007; Rowe et al. 2000; Peters et al. 2011). Den är dock den vanligaste utgångspositionen i såväl kliniskt arbete som i forskning och valdes därför även i denna studie. Att standardisera mätningarna i ett belastande läge är troligen ännu svårare än i det valda läget och syftet med studien var att utvärdera DGA vilket förutsätter en optimal standardisering.

Extension

Om fotleden skulle spänts i dorsal extension vid den aktiva extensionen skulle Ischiasnerven ha kunnat vara anledningen till en begränsad mätning av ROM. Denna möjliga felkälla spårades upp i dialog med en av de första försökspersonerna. Efter upptäckten beaktades denna möjliga bias och innan varje mätning av den aktiva extensionen kontrollerades att foten inte var aktiverad i dorsal extension. I tidigare forskning har detta hittills inte nämnts som möjlig bias.

Risk för obehag fanns genom knäledens position vid mätning av ROM vid passiv extension. Genom att vristen vilade på en rulle befann sig knäleden i ytterläge (se figur 6). Detta var speciellt känsligt för deltagare med en hyperextension i knäleden. Obehaget försöktes minimeras genom en snabb mätning för att knäleden inte skulle behöva befinna sig längre i denna position än nödvändigt. Försökspersonerna hade alltid möjlighet att böja och sträcka benet upp till tre gånger mellan varje mätning (Bazett-Jones, Winchester & McBride 2005). Flera kvinnliga deltagare visade sig vara översträcka i knälederna vid passiv extension, men under tiden mätningarna pågick uppkom ingen situation som tydde på att en deltagare skulle haft känningar av obehag eller smärta.

Vid valideringen av de aktiva komponenterna behövde deltagarna upprätthålla den statiska muskelspänningen längre tid än vid mätning med bara en goniometer. Under andra omgången genomfördes mätningarna med båda goniometrarna, först med TG och sedan med DGA. Tiden som mätningen tog med DGA ansågs som försumbar. Mätningen med DGA tog maximalt 20 sekunder per rörelseriktning medan en mätning med TG tog cirka 40 sekunder. Dock var deltagarna tvungna att hålla den aktiva muskelspänningen en längre tid, eftersom ROM mättes med båda goniometrarna. Rent hypotetiskt skulle deltagarna ha kunnat bli uttröttade vid denna mätning och därmed kunnat uppvisa ett sämre mätvärde med DGA än TG. Detta var dock inte fallet. Mätningen med DGA genomfördes i direkt anslutning, bara några sekunder efteråt, och korrelationen mellan de två mätvärdena för den aktiva extensionen beräknades som hög ($r = 0,751$) (Domholdt 2000). Dessutom var reliabiliteten så gott som perfekt mellan de tre mätningarna med DGA (ICC 0,887), som visar att mätningen med DGA inte avvek från de övriga mätningarna och deltagarna inte var uttröttade av den statiska muskelspänningen av M. Quadriceps femoris.

Hos de första deltagarna sattes ett sträck bilateralt på SIAS samt en tejpbit på bristen för att dubbelkolla att patientens kroppsposition i förhållande till bristen inte skulle förändras. Detta

visade sig vara svårt och deltagarna verkade inte känna sig bekväma med situationen, vilket ledde till att denna del av standardisering togs bort efter fjärde mätningen. Övriga standardiseringar bedömdes som tillräckliga för att säkerställa samma ledvinkel i knäleden. Det kan dock diskuteras om mätningen av extension i knäleden bör standardiseras ytterligare då denna mätning tycks vara svårast att genomföra (Rothstein, Miller & Roettger 1983).

Traditionell vinkelmätning

I denna studie användes TG med två skänklar i vanligt förekommande längd (cirka 24centimeter) som är den mest använda goniometern inom fysioterapi (Russel, Jull & Wootton 2003). Att använda en rulle under knäleden under mätningarna var inte helt optimalt då den kunde flytta på sig vid upprepade mätningar. Här skulle användning av någon form av kub som ligger stadigt mot underlaget ha varit ett bättre tillvägagångssätt (Ockendon & Gilbert 2012). När deltagaren hade extenderat sitt knä aktivt genomförde testledaren en visuell bedömning avseende i vilken riktning TG behövde anbringas. Vid 0° extension var detta svårt och de hände att TG inte kunde vändas eftersom rullen låg i vägen. I så fall korrigerades detta så att knärullen inte stack ut nedanför den laterala knäleden (se figur 4).

Digital vinkelmätning

En viktig faktor som, om det inte utfördes på korrekt vis, påverkade mätresultatet var att spetsen från DGA alltid måste peka mot knäleden och att mätningen alltid skulle startas på låret och avslutas på underbenet. Om exempelvis spetsen inte pekade mot leden skulle mätningen av ROM i extension kunna få värden som exempelvis 176° istället för 4° (180°-176°). Dessutom lades stor vikt på att säkerställa testordning vid varje mätning: aktiv flexion, passiv flexion, aktiv extension, passiv extension; först höger sedan vänster ben. Detta spelade särskild roll vid mätning av extensionen då det var av stor vikt att hålla reda på om värdena gällde höger eller vänster ben. Om ordningen inte följdes skulle vinkelvärdena kunna misstolkas som extensionsdefekt istället för hyperextension eftersom mätvärdena levererade av DGA inte kunde uppvisa detta.

Hur pilen på bildskärmen eller tecknet i Android plattan skulle tolkas var beroende på om höger eller vänster ben hade uppmätts. Exempelvis skulle vid mätning av vänster knäled en pil neråt/positivt tecken i plattan betyda en mätning av en extensionsdefekt. Detta kunde anses som svåröverskådlig och det fanns risk att blanda ihop värdena. Teoretisk skulle en omvänd testordning ha kunnat leda till och vara orsaken till ändrat tecken i Excel arket. Dock hade

testledaren praktisk erfarenhet med testordningen och alla vinkelvärden fylldes systematiskt i ett testprotokoll (se bilaga 3) och avstämdes efteråt med de digitala värdena.

Det utfördes många tester för att utreda vad som kunde ha påverkat att vissa vinkelvärden noterades med ett annat tecken än vad som var förväntat. Det undersöktes hur värdena förhöll sig om mätningen påbörjades på underbenet istället för på låret, om spetsen inte vreds mot leden och om DGA snurrades runt. Men detta visade sig inte ha någon inverkan på siffrans tecken. Det var endast testordningen som var viktig att säkerställa rätt tilldelning av höger eller vänster ben.

Varför detta skedde flera gånger vid enbart den aktiva extensionen och inte vid mätningar av andra ROM är dock oklart. Tidigare studier har också noterat att felkällor inom mätningen kan bero på tekniska fel inom instrumentet (Stratford, Brazeau & Gowitzke 1984) som i detta fall verkar vara orsaken. För att DGA skall anses vara ett enkelt och bättre val i den kliniska vardagen är det av stor vikt att dessa svårigheter med tolkning av mätningen elimineras. Detta är förutsättningen för att DGA skall kunna användas av fysioterapeuter inom idrottsmedicinen, för att exempelvis utvärdera rehabiliteringen av en korsbandsskada med extensionsdefekt.

Konstruktionen av DGA bör också ses över då goniometern vid två tillfällen under studien tappades som orsakade ett brott i plastskivan. Detta skedde precis vid kanten av sensorn till plastskivan. Detta åtgärdades, men bör ses som en svaghet i konstruktionen.

DGA har ett batteritecken som enligt utvecklarna ännu inte var pålitligt, samt att de ännu inte kunde ge en säker information om antal timmar goniometern skulle räcka. För att undvika att batteriet skulle ta slut laddades den alltid innan, mellan och efter planerad mätning.

Sammanfattningsvis uppvisade DGA en god reliabilitet och validitet vid mätning av ROM vid aktiv och passiv flexion i knäleden. Inom dessa rörelseriktningar skulle DGA kunna användas för att mäta ledrörligheten efter en idrotts- eller överbelastningsskada. Inom rehabiliteringen av en knäskada skulle ROM kunna utvärderas med DGA.

4.3 Förslag på fortsatt forskning

Denna studie var den första undersökningen som genomfördes på ett systematiskt sätt för att utvärdera Meloqs© goniometer ”Angela”. Därigenom skapades de första värdena för dess reliabilitet och validitet för mätningarna av ROM vid aktiv och passiv flexion och extension i knäleden. Inom framtida studier vore det värdefullt att utveckla sättet att mäta vid alla rörelseriktningar som mäts med DGA. I nuläget är det bara en testledare som har genomfört alla mätningar. Fler studier behövs för att kontrollera både intra- och interbedömarreliabiliteten av DGA. Eftersom TG inte uppvisar en lika god inter- som intrabedömarreliabilitet (ICC 0,98 - 0,99 respektive ICC 0,86 - 0,90) vid mätning av knäledens ROM (Brosseau et al. 1997; van Trijffel et al. 2010; Brosseau et al. 2001; Linding Jakobsen et al. 2009; Peters et al. 2011; Watkins et al. 1991) vore det intressant och viktigt att studera om DGA skulle kunna fylla denna kunskapslucka. För att utreda DGAs validitet vid extension bör den testas gentemot Röntgen (Gogia, Braatz & Norton 1987). DGA är lättare att hantera och om den därtill skulle visa sig ge mera pålitliga testvärden, oberoende av vem som mäter, skulle det vara en fördel för vårdpersonalen i det dagliga arbetet. Dessutom kan DGA överföra mätvärdena direkt i datorn, för en lättare transfer i journalsystemet. Det skulle vara intressant att studera interbedömarreliabiliteten mellan såväl fysioterapeuter med olika lång klinisk erfarenhet som mellan olika professioner inom vården.

Hittills har den aktiva och passiva flexionen och extensionen i knäleden undersökts hos försökspersoner utan aktuella besvär från knäleden. DGA bör även utvärderas för patienter med knäbesvär. Goniometern marknadsförs att vara lätt hanterbart för alla leder. Den behöver därigenom testas för reliabilitet och validitet i andra leder såsom höft, axel och armbåge för alla rörelseriktningar, både aktivt och passivt. Av stort intresse vore även att studera rotation och lateralflexion i exempelvis halsryggen eftersom dessa rörelseriktningar är svårare att mäta med den traditionella goniometern. Implisering av DGA i pediatrik undersökning av barn med Kongenital muskulär torticollis skulle exempelvis kunna ge en mer precis mätning eftersom mätningen kan genomföras statistiskt.

5. Konklusion

Syftet med denna studie var att utvärdera en digital goniometer DGA (Angela, Meloq©) avseende dess reliabilitet och validitet vid mätningen av knäledens ROM vid aktiv och passiv flexion och extension i knäleden. Studiens resultat uppvisade att DGA har en god reliabilitet vid mätning av ROM vid aktiv och passiv flexion. Reliabiliteten visade sig vara sämre vid mätning av extension vilket kan bero på upptäckta tekniska fel i DGA och på svårigheten att standardisera mätningarna i extension. Mätning av ROM vid passiva rörelse var mera reliabla än vid aktiva rörelse. DGAs validitet visade sig vara mycket hög vid mätning av ROM vid flexion och måttlig till hög vid mätning av ROM vid extension. Studien är hittills unik i utvärderingen av DGA. För applicering av DGA på kroppens olika leder och rörelseriktningar behövs fler studier som dels utvärderar DGA som utvärderingsinstrument samt undersöker dess inter- och intrabedömarreliabilitet.

Käll- och litteraturförteckning

Aczel, A. D. (1999). *Sampling methods*. 4th. Boston: Irwin/McGraw-Hill.

Altman, D. G. (1991). *Practical statistics for medical research*. 1:a. London: Chapman & Hall.

Barrett, G., Phillips, J. & Alexander, R.S. (1981). Concurrent and predicitive validity designs: A critical reanalysis.. *Hournal of Applied Psychology*., 1(1), p. 66.

Basmajian, J. (1978). *Muscles alive*. 4th. Baltimore: Williams & Wilkins.

Bazett-Jones, D., Winchester, J. & McBride, J. (2005). Effect of potentation and stretching on maximal force, rate of force development, and range of motion. *The Journal of Strength & Conditioning Research*, 19(2), pp. 421-426.

Blonna, D., Zarkadas, P. C., Fitzsimmons, J. S. & O'Driscoll, S. W. (2012). Validation of a photography-based goniometry method for measuring joint range of motion. *Journal of Shoulder and Elbow Surgery Board of Trustees*., 21(1), pp. 29-35.

Boone, D. C., Ayen, S. P., Lin, C. M., Baron, C., Lee, L. (1978). Reliability of goniometric measurements. *Physical Therapy*, 58(11), pp. 1355-1360.

Brosseau, L., Balmer, S., Tousignant, M., O'Sullivan, J.P., Goudreault, C., Goudreault, M., Gringras, S. (2001). Intra- and intertester reliability and criterion validity of the parallelogram and universal goniometers for measuring maximum active knee flexion and extension of patients with knee restrictions. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 82(3), pp. 396-402.

Brosseau, L., Tousignant, M., Budd, J., Chartier, N., Duciaume, L., Plamondon, S., O'Sullivan, J.P., O'Donoghue, S., Balmer, S. (1997). Intratester and intertester reliability and criterion validity of the parallelogram and universal goniometers for active knee flexion in healthy subjects.. *Physiotherapy Research International*, 2(3), pp. 150-166.

Bruton, A., Conway, J. H. & Holgate, S. T. (2000). Reliability: what is it, and how is it measured?. *Physiotherapy*, 86(2), pp. 94-99.

Carey, M. A., Laird, D. E., Murray, K. A. & Stevensond, J. R. (2010). Reliability, validity, and clinical usability of a digital goniometer. *Work: A Journal of Prevention, Assessment and Rehabilitation*, 36(1), p. 55-66.

Chiu, K., Ng, T., Tang, W. & Yau, W. (2002). Review article: knee flexion after total knee arthroplasty. *Journal of Orthopaedic Surgery and Research*, 10(2), pp. 194-202.

- Chui, C. K. & Chen, G. (1991). *Kalman Filtering: with Real-Time Applications*. 2:nd . Berlin-Heidelberg: Springer-Verlag.
- Clapper, M. P. & Wolf, S. (1988). Comparison of the reliability of the Orthoranger and the standard goniometer for assessing active lower extremity range of motion.. *Journal of the American Physical Therapy Association*, 68(2), pp. 214-218.
- Clarkson, H. M. (2000). *Musculoskeletal Assessment - Joint Range of Motion and Manual Muscle Strength*. 2nd . Philadelphia, Baltimore: Lippincott Williams & Wilkins.
- Cleffken, B. van Breukelen, G. Brink, P. van Mameren, H. & Olde Damink, S. (2007). Digital goniometric measurement of knee joint motion. Evaluation of. *The Knee*, 14(5), pp. 385-389.
- Conway, J. H. & Smith, D. A. (2003). *On Quaternions and Octonions: Their Geometry, Arithmetic, and Symmetry*. 1st . Natick, Massachusetts : Taylor & Francis.
- Domholdt, E. (2000). *Physical Therapy Research: Principles and Applications*. 2 . Michigan: Saunders.
- Edwards, J. Z., Greene, K. A., Davis, R. S., Kovacik, A. W., Noe, D. A. & Askew, M. (2004). Measuring Flexion i Knee Arthroplasty Patients. *The Journal of Arthroplasty*, 19(3), pp. 369 - 372.
- Ekstrand, J., Wiktorsson, M., Oberg, B. & Gillquist, J. (1982). Lower extremity goniometric measurements: a study to determine their reliability.. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 63(4), pp. 171-175.
- Elfvin, B., Liljequist D. (2012). *Reliabilitet- Reproducerbarhet och överrensstämmelse*, Stockholm: Karolinska Institutet.
- Enwemeka, C. (1986). Radiographic verification of knee goniometry. *Scandinavian Journal of Rehabilitation Medicine*, 18(2), pp. 47-49.
- Ferriero, G., Vercelli, S., Sartorio, F., Muñoz Lasa, S., Ilieva, E., Brigatti, E., Ruella, C., Foti, C. (2013). Reliability of a smartphone-based goniometer for knee joint goniometry.. *International Journal of Rehabilitation Research*, 36(2), pp. 146-155.
- Gajdosik, R. & Bohannon, R. (1987). Clinical measurement of range of motion. Review of goniometry emphasizing reliability and validity.. *Physical Therapy*, 67(12), pp. 1876-1872.
- Gogia, P., Braatz, J. & Norton, B. (1987). Reliability and validity of goniometric measurements at the knee. *American Physical Therapy Association*, 67(2), pp. 192-195.

- Hambly, K., Sibley, R. & Ockendon, M. (2012). Level of agreement between a novel smartphone application and a long arm goniometer for the assessment of maximum active knee flexion by an inexperienced tester. *International Journal of Physiotherapy and Rehabilitation*, 2(1), pp. 1-14.
- Hassmén, N. & Hassmén, P. (2008). *Idrottsvetenskapliga forskningsmetoder*. Stockholm: SISU idrottsböcker.
- Hopkins, W. G., Schabert, E. W. & Hawley, J. A. (2001). Reliability of power in physical performance tests. *Sports Medicine*, 31(3), pp. 211-234.
- Kappanji, I.A. (1982). *The Physiology of the Joints*. 2nd . New York: Churchill Livingstone.
- Kilgour, G., McNair, P. & Stott, N. S. (2003). Intrarater reliability of lower limb sagittal range-of-motion measures in children with spastic diplegia. *Developmental Medicine & Child Neurology*, 45(6), pp. 391-399.
- Kocher, M. S. et al. (2002). Determinants of patient satisfaction with outcome after anterior cruciate ligament reconstruction.. *The Journal of bone and joint surgery*, 84-A(9), pp. 1560-1572.
- Landis, J. R. & Koch, G. G. (1977). The measurement of observer agreement for categorical data. *Biometrics*, 33(1), pp. 159-174.
- Lavernia, C. D. M., Rossi, M. & Lee, D. (2008). Accuracy of knee range of motion assessment after total knee arthroplasty. *The Journal of Arthroplasty*, 23(6), pp. 85-91.
- Lehmkuhl, L. D. & Smith, L. K. (1983). *Brunnstrom's Clinical Kinesiology*. 4th . Philadelphia: FA Davis Company.
- Lexell, J. & Downham, D. (2005). How to Assess the Reliability of Measurements in Rehabilitation. *American Journal of Physical Medicine & Rehabilitation*, 84(7), pp. 719-723.
- Linding Jakobsen, T., Christensen, M., Christensen, S. & Olsen, M. (2009). Reliability of Knee Joint Range of Motion and Circumference Measurements after Total Knee Arthroplasty: Does Tester Experience Matter?. *Physiotherapy Research*, 15(3), pp. 126-134.
- Li, P., Wong, Y. & Wai, Y. (2007). Knee flexion after total knee arthroplasty. *Journal of Orthopaedic Surgery and Research*, 15(2), pp. 149-153.
- Lohmander, L., Englund, P. M., Dahl, L. & Roos, E. M. (2007). The long-term consequence of anterior cruciate ligament and meniscus injuries:osteoarthritis. *The American Journal of Sports Medicine*, 35(10), pp. 1756 - 1769.

- Low, J. (1976). The reliability of joint measurement.. *Physiotherapy*, 62(7), pp. 227-229.
- Marks, R. & Karkouti, E., 1996. Evaluation of the reliability of reflective marker placements. *Physiotherapy Research International*, 1(1), pp. 50-61.
- Myer, G.D., Paterno, M.V., Ford, K.R., Quatman, C.E. & Hewett, T.E. (2006). Rehabilitation after anterior cruciate ligament reconstruction: criteria-based progression through the return-to-sport phase. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*, 36(6), pp. 385-402.
- Myles, C., Rowe, P., Walker, C. & Nutton, R. (2002). Knee joint functional range of movement prior to and following total knee arthroplasty measured using flexible electrogoniometry. *Gait & Posture*, 16(1), pp. 46-54.
- Norkin, C. C. & White, D. J. (1995). *Measurement of Joint Motion: A Guide to Goniometry*. 2nd . Philadelphia: Davis Company.
- Ockendon, M. & Gilbert, R. E. (2012). Validation of a Novel Smartphone Accelerometer-Based Knee Goniometer. *The Journal of Knee Surgery*, 25(4), pp. 241-346.
- Peters, P. G., Herbenick, M.A., Anloague, P. A., Markert, R. J. & Rubino, L.J. III. (2011). Knee range of motion: reliability and agreement of 3 measurement methods.. *The American Journal of Orthopedics*, 40(12), pp. 249-252.
- Piriyaprasarth, P. & Morris, M. E. (2007). Psychometric properties of measurement tools for quantifying knee joint position and movement: A systematic review. *The Knee*, 14(1), pp. 2-8.
- Rheault, W., Miller, M., Nothnagel, P., Straessle, J. & Urban, D. (1988). Intertester reliability and concurrent validity of fluid-based and universal goniometers for active knee flexion. *Physical Therapy*, 86(11), pp. 1676-1678.
- Rothstein, J. M., Miller, P. J. & Roettger, R. F. (1983). Goniometric reliability in a clinical setting: elbow and knee measurements. *Journal of Physical Therapy*, 63(10), pp. 1611-1615.
- Rowe, P., Myles, C., Walker, C. & Nutton, R. (2000). Knee joint kinematics in gait and other functional activities measured using flexible electrogoniometry: how much knee motion is sufficient for normal daily life?. *Gait & Posture*, 12(2), pp. 143-55.
- Russel, T. G., Jull, G. A. & Wootton, R. (2003). Can the Internet be used as a medium to evaluate knee angle?. *Manual Therapy*, 8(4), pp. 242-246.
- Shelbourne, K. & Gray, T. (2009). Minimum 10-year result after anterior cruciate ligament reconstruction: how the loss of normal knee motion compounds other factors related to the development of osterarthritis after surgery. *The American Journal of Sports Medicine*, 37(3), pp. 471-480.

- Shelbourne, K. & Klotz, C. (2006). What I have learned about the ACL: utilizing a progressive rehabilitation scheme to achieve total knee symmetry after anterior cruciate ligament reconstruction. *Journal of Orthopaedic Science*, 11(3), pp. 318-325.
- Shrout, P. & Fleiss, J. (1979). Intraclass correlations: uses in rater reliability. *Psychological Bulletin*, 86(2), pp. 420-428.
- Soames, R.W. & Salmons, S. (1995). *Gray's Anatomy*. 38th . New York: Churchill Livingstone.
- Stratford, P. (1989). Consistency of differentiating among subjects?. *Physical Therapy*, 69(4), pp. 299-300.
- Stratford, P. A. V., Brazeau, C. & Gowitzke, B. A. (1984). Reliability of joint angle measurement: a discussion of methodology issues. *Physiotherapy Canada*, 36(1), pp. 5-9.
- Unver, B., Karatosun, V. & Bakirhan, S. (2009). Reliability of goniometric measurements of flexion in total knee arthroplasty patients: with special reference to the body position. *Journal of Physical Therapy Science*, 21(3), pp. 257-262.
- van de Pol, R., van Trijffel, E. & Lucas, C. (2010). Inter-rater reliability for measurement of passive physiological range of motion of upper extremity joints is better if instruments are used: a systematic review. *Journal of Physiotherapy*, 56(1), pp. 7-17.
- van Trijffel, E., van de Pol, R., Oostendorp, R. & Lucas, C. (2010). Inter-rater reliability for measurement of passive physiological movements in lower extremity joints is generally low: a systematic review. *Journal of Physiotherapy*, 56(4), pp. 223-235.
- Watkins, M., Riddle, D., Lamb, R. & Personius, W. (1991). Reliability of goniometric measurements and visual estimates of knee range of motion obtained in a clinical setting. *Physical Therapy*, 71(2), pp. 90-96.
- Verhaegen, F., Ganseman, Y., Arnout, N., Vandenneucke, H., Bellemans, J. (2010). Are clinical photographs appropriate to determine the maximal range of motion of the knee?. *Acta Orthopædica Belgica*, 76(6), pp. 794-798.
- Världshälsoorganisationen, (1995). *Physical status: the use and interpretation of anthropometry*, Geneva: World Health Organization.
- Världshälsoorganisationen, (2007). *Klassifikation av funktionstillstånd, funktionshinder och hälsa – kortversion*, 2001: Socialstyrelsen.

Bilaga 1: Litteratursökning

Syfte och frågeställningar:

Syftet med uppsatsen var att utvärdera reliabiliteten och validiteten av en digital goniometer (DGA: Angela, Meloq©) vid mätning av ROM vid aktiv och passiv flexion och extension i knäleden.

Frågeställningar:

- Hur tillförlitlig mäter en digital goniometer (Angela, Meloq©) knäledens rörelseomfång vid aktiv och passiv flexion och extension?
- Vilket samband finns det mellan den digitala (Angela, Meloq©) och den traditionella goniometern vid mätning av rörelseomfånget vid aktiv och passiv flexion och extension i knäleden?

Vilka sökord har du använt?

Reliabilitet	Reliability
Validitet, Validering	Validity, Validation
Rörelseomfång	Range of Motion/ ROM
Knäled	Knee
Goniometri	Arthrometry
Goniometer	Goniometer
Digital	Digital
Aktiv/Passiv Flexion	Aktiv/Passiv Flexion
Aktiv/Passiv Extension	Aktiv/Passiv Extension
Mätning	Measurement

Var har du sökt?

KI:s bibliotekskatalog PubMed Google Scholar
--

Sökningar som gav relevant resultat

Samtliga ovan skrivna sökord gav resultat.
--

Kommentarer

De flesta artiklar hittades via PubMed och KI:s bibliotekskatalog. Många artiklar kunde dessutom hittas genom att leta i artiklars referenslista. Eftersom GIH's tillgång till medicinska tidskrifter är begränsad utnyttjades en tidigare inloggning från KI's universitet för tillgång till deras bibliotekskatalog samt PubMed.
--

Bilaga 2: Informerad samtycke



Forskningspersonsinformation

Reliabilitet och validitet av en digital goniometer vid mätning av aktiv och passiv flexion och extension i knäleden

Bakgrund och syfte

Mätningar av patientens rörelseomfång är ett stort användningsområde inom rehabilitering. Framförallt fysioterapeuter som jobbar med rörelseapparaten mäter ledvinklar i sitt dagliga arbete med patienten, både för statusupptagning och som utvärderingsinstrument av behandlingseffekten. Många olika faktorer kan påverka mätningens tillförlitlighet.

För att kunna gå på plan mark och i trappor är det viktigt att uppnå full böjning och sträckning i knäleden.

Syftet med denna studie är i första hand att utvärdera en digital vinkelmätare. Dessutom att jämföra dess tillförlitlighet med en traditionell vinkelmätare.

Hur går studien till?

Du tillfrågas härmed om deltagande i ovan nämnda studie. Mättillfället förväntas ta ca 20-30minuter och du behöver vara ombytt till kortbyxor eller liknande. Mätningarna kommer att genomföras i rygggläge på en brits. Det kommer att göras vinkelmätningar i böjd och sträckt läge av knäleden, både aktivt och passivt.

Hantering av data och sekretess

Ansvarig för dina personuppgifter är testledaren. Personuppgifterna hämtas från deltagarna och kodas och avidentifieras.

Hur får jag information om studiens resultat?

Analysresultat kommer att framställas på gruppnivå. Du kan ta del av dina egna analysresultat eller resultat av hela studien genom muntlig information. Studien kommer att publiceras i form av ett Masterarbete vid Gymnastik- och Idrottshögskolan (GIH) i Stockholm.

Frivillighet

Deltagande i forskningsprojekt är frivilligt och du kan när som helst, utan särskild förklaring avbryta ditt deltagande.

Ansvariga för genomförandet av studien:

Student: Veronika Lind, Leg. Fysioterapeut, Hela Kroppen Fysioterapi & Friskvård AB, Kapellgränd 13, 116 25 Stockholm, 08-556 971 30, veronika.lind@helakroppen.se

Handledare: Marita L Harringe, PhD, RPT, Karolinska Institutet, Department of Neurobiology, Care Sciences and Society, Division of Physiotherapy, 141 83 Huddinge, 08-524 888 75, marita.harringe@ki.se

Samtyckesformulär

Forskningspersonen har informerats, fått tillfälle att ställa frågor, fått dem besvarade och samtyckt till: dels deltagande i studien samt dels till behandling av personuppgifter.

Datum

Underskrift & Namnförtydligande

Bilaga 3: Testprotokoll

Testprotokoll

Namn:

Kön:

Ålder:

Längd/Vikt:

Knästatus:

Antal timmar fysisk aktivitet:

DIGITAL – TEST 1

HÖGER	Aktiv	Passiv
Flexion		
Extension		
VÄNSTER	Aktiv	Passiv
Flexion		
Extension		

Kommentar:

TRADITIONELL

HÖGER	Aktiv	Passiv
Flexion		
Extension		
VÄNSTER	Aktiv	Passiv
Flexion		
Extension		

Kommentar:

DIGITAL – TEST 2

HÖGER	Aktiv	Passiv
Flexion		
Extension		
VÄNSTER	Aktiv	Passiv
Flexion		
Extension		

Kommentar:

DIGITAL – TEST 3

HÖGER	Aktiv	Passiv
Flexion		
Extension		
VÄNSTER	Aktiv	Passiv
Flexion		
Extension		

Kommentar:

Bilaga 4: Vinkelvärden vid aktiv extension i knäleden

DGA 1 hö EX A	DGA 2 hö EX A	DGA 3 hö EX A	DGA Mv hö EX A	TG hö EX A	DGA 1 vä EX A	DGA 2 vä EX A	DGA 3 vä EX A	DGA Mv vä EX A	TG vä EX A
EXTENSION AKTIV									
16	16	15	15,67	11	20	20	18	19,33	15
-4	-5	-6	-5,00	0	3	5	4	4,00	-3
-7	-5	-9	-7,00	-6	-8	-10	-9	-9,00	-6
9	6	10	8,33	4	9	-12	-10	-4,33	1
8	7	8	7,67	0	-6	-8	-8	-7,33	0
9	9	9	9,00	7	3	6	8	5,67	3
-9	-5	-6	-6,67	-3	-7	-7	-8	-7,33	-5
8	7	4	6,33	4	4	3	6	4,33	2
-2	4	-6	-1,33	-2	1	6	2	3,00	-2
2	5	4	3,67	3	3	2	2	2,33	1
-4	-2	-1	-2,33	-3	-6	-5	-5	-5,33	-5
-3	-2	-1	-2,00	0	-4	2	1	-0,33	-1
6	7	6	6,33	4	4	10	6	6,67	5
3	4	4	3,67	2	5	9	4	6,00	5
4	6	6	5,33	2	4	6	5	5,00	1
-8	-5	-8	-7,00	-4	-6	-8	-5	-6,33	-2
-3	5	-2	0,00	2	5	4	4	4,33	2
-11	-9	-12	-10,67	0	11	-12	13	4,00	1

DGA: Digital goniometer (Angela, Meloq©); hö: höger; EX: Extension; A: Aktiv; Mv: Medelvärde;
 TG: Traditionell goniometer, vä: vänster;