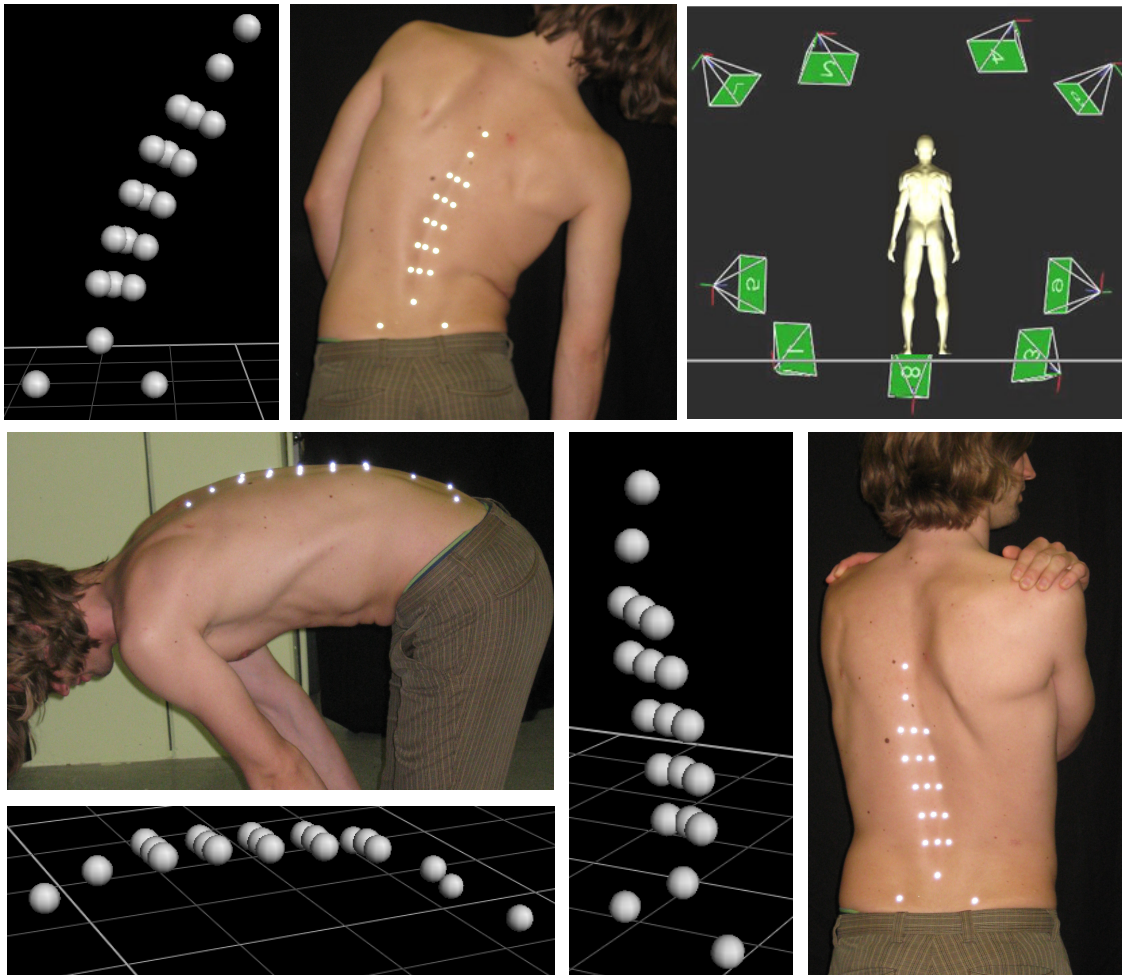


**Een dynamische meetmethode om het bewegingsbereik van de lage rug in
drie dimensies te meten, met een niet-invasieve techniek
gebruikmakend van het wendingspunt**

Afstudeerscriptie



Jolanda K. Oorthuizen, Robbin C Veenhof

Haagse Hogeschool, Den Haag

Motek Medical B.V, Amsterdam

**Een dynamische meetmethode om het bewegingsbereik van de lage rug in
drie dimensies te meten, met een niet-invasieve techniek
gebruikmakend van het wendingspunt**

Afstudeerscriptie

Instellingen: Haagse Hogeschool, Motek Medical B.V
Auteurs: Jolanda K. Oorthuizen en Robbin C. Veenhof
Opleiding: Bewegingstechnologie
Begeleiders: Drs. H. van der Sloot, Haagse Hogeschool en
Ing. E. Buur, Motek Medical B.V
Datum: juni 2009
Plaats: Den Haag

Samenvatting

Om het bewegingsbereik van het lage lordotische gebied van de wervelkolom te meten zijn röntgen en MRI de meest gebruikte methoden. Aangezien er bij (alledaagse) bewegingen van de lordotische wervelkolom, bewegingen in verschillende vlakken tegelijkertijd plaatsvinden is het dynamisch meten van het bewegingsbereik van de wervelkolom in drie vlakken, bij gezonde proefpersonen essentieel voor het ontwikkelen van klinische richtlijnen. Bij het meten van het lage lordotische gebied is veel variatie in hoe dit gebied wordt gecategoriseerd, maar dit is per persoon verschillend. Met gebruik van een berekening om de overgang van het lordotische- naar het kyfotische gebied (wendingspunt) te bepalen, kan dit gebied per persoon bepaald worden. Het doel van deze studie is dan ook om een methode te ontwikkelen waarmee met behulp van het wendingspunt het bewegingsbereik van het lage lordotische gebied op een dynamische, niet-invasieve manier, in drie vlakken bepaald kan worden.

Er werden 10 proefpersonen gemeten, 5 mannen en 5 vrouwen, leeftijd 24 ($SD \pm 1,48$). De proefpersonen kregen 18 reflecterende markers (4mm.) in drie kolommen op het midden van de rug geplakt en 1 op elke SIPS. Er werden 6 bewegingen - flexie/extensie, lateroflexie en rotatie - vastgelegd met een videoregistratie systeem (VICON). Vanuit rechtopstaande positie werd de hoogte van het wendingspunt berekend en omgezet naar een percentage zodat in elke beweging de positie van dit wendingspunt gebruikt kon worden om de hoeken in de uiterste standen te berekenen. Het ICC voor alle bewegingen is boven de 0.95 ($p < 0.0001$). Met deze methode kunnen alle bewegingsuitslagen in het werkelijk lordotische gebied, dat aanwezig is tijdens rechtopstaande positie, in alle posities in drie vlakken worden berekend. Tevens is deze methode geschikt om het verloop van werkelijke wendingspunt te onderzoeken.

Inleiding

Er zijn veel meetmethoden die gehanteerd worden om het bewegingsbereik van het lage lordotische gebied van de wervelkolom te meten. Tegenwoordig zijn röntgen en magnetic resonance imaging (MRI) de meest gebruikte methoden om de wervelkolom te analyseren. De resultaten zijn precies en betrouwbaar maar wanneer een meetmethode frequent gebruikt wordt om een interventie, zoals een therapeutische behandeling, te evalueren, vallen deze invasieve methoden vaak af. Dit komt doordat deze methoden belastend voor het lichaam of erg kostbaar zijn. Een ander nadeel van deze methoden is dat slechts het beeld van een bepaalde positie van de wervelkolom per keer wordt vastgelegd waardoor het analyseren van een beweging van de wervelkolom niet goed mogelijk is. Over het algemeen zijn niet-invasieve methoden, bijvoorbeeld het meten met reflecterende markers geplakt op de huid, minder belastend. Niet-invasieve methoden kunnen zowel statisch als dynamisch zijn. Hierbij zijn er methoden met systemen waarbij er in één vlak, gemeten kan worden en er zijn meetmethoden die in drie vlakken tegelijkertijd kunnen meten. Aangezien er bij (alledaagse) bewegingen van de wervelkolom, bewegingen in verschillende vlakken tegelijkertijd plaatsvinden (1, 2), kan er belangrijke informatie gemist worden wanneer er slechts in één vlak gemeten wordt. Het uitvoeren van dynamische metingen bij gezonde proefpersonen, om het bewegingsbereik van de wervelkolom in drie vlakken tegelijkertijd te bepalen, is dan ook essentieel voor het ontwikkelen van richtlijnen in de klinische praktijk (3). Deze richtlijnen worden gebruikt voor het vaststellen en het beoordelen van geschikte interventies om het bewegingsbereik van mensen te bevorderen, bijvoorbeeld doormiddel van fysiotherapeutische behandelingen of een chirurgische ingreep.

Er zijn verschillende onderzoeken gedaan met dynamische, niet-invasieve methoden die in drie vlakken tegelijkertijd het lage lordotische gebied kunnen meten. Deze onderzoeken maken vaak gebruik van een videoregistratiesysteem en passieve of actieve markers (2 - 9). Hierbij zouden de markers, de botpunten moeten representeren die onder de huid en andere weefselstructuren liggen. Er zijn studies die markers op staafjes hebben gebruikt om het lage lordotische gebied te meten (2, 4 - 6) waarbij er staafjes op de huid zijn geplaatst ter hoogte van bepaalde wervels. Hieruit blijkt dat de hoek ruim overschat wordt wanneer de berekende hoeken, flexie/extensie, lateroflexie en rotatie, wat betreft het bewegingsbereik van het lage lordotische gebied met röntgen wordt vergeleken (10). Er zijn ook studies om het lage lordotische gebied te meten, waarbij gebruikgemaakt is van markers die direct op de huid zijn geplakt (3, 7). Hieruit blijkt dat er juist een *onderschatting* van de hoeken wordt gemaakt ten gevolge van weefselverschuiving. Dit doet vermoeden dat de *overschatting* van de hoeken te maken heeft met de gebruikte methode waarbij de markers op staafjes zijn geplaatst en niet met de huidverschuiving. Hieruit kan worden opgemaakt dat er een grote kans is dat alle methoden die gebruikmaken van markers op staafjes last hebben van deze mate van overschatting.

Bij alle studies wordt er vóór een meting al uitgegaan dat het overgangspunt van kyfose naar lordose tijdens rechtopstaande positie (wendingspunt), op Th12 of op L1 ligt. Echter, dit punt is van te voren niet zo strikt toe te schrijven aan bepaalde wervels (11) omdat de positie van deze overgang niet bij iedereen hetzelfde is.

Wanneer de hoeken van het lage lordotische gebied in drie vlakken worden gemeten blijkt er een grote variatie te zijn in hoe de wervelkolom wordt opgedeeld in een kyfotisch en een lordotisch gedeelte. Het kyfotische gedeelte wordt gecategoriseerd vanaf Th1, Th3 of Th4 eindigend op Th12 (12 - 18) en het lordotisch gebied vanaf Th12, L1 of L2 tot en met L5 of S1 (12, 14 - 17, 19 - 22). Wanneer er van te voren met een marker een punt wordt opgelegd waar de lordose tijdens rechtopstaande positie ophoudt is de kans groot dat de daadwerkelijke hoogte van deze overgang, ergens anders ligt dan wanneer de hoogte van dit punt wordt berekend in een wiskundig model.

Door te berekenen waar het wendingspunt zich bevindt kunnen er toepassingen worden gevonden om niet alleen het bewegingsbereik van het in de rechtopstaande positie lordotisch gebied maar ook het verloop van het werkelijke lordotische gebied tijdens verschillende bewegingen, te analyseren. Hierbij zou het zo kunnen zijn dat mensen met rugklachten een ander verloop van het wendingspunt hebben tijdens bewegen ten opzichte van mensen zonder rugklachten. Het verloop van het wendingspunt tijdens bewegen is tot op heden nog niet onderzocht.

Om uiteindelijk het bewegingsbereik van het lordotische gebied in de verschillende anatomische vlakken te verkrijgen, met behulp van het wendingspunt is een variant op de veelgebruikte Cobb-methode (23), een methode die hiervoor gehanteerd kan worden. Deze methode is ontwikkeld om bij röntgenfoto's van de wervelkolom een hoek te kunnen bepalen.

Het doel van deze studie is dan ook om een methode te ontwikkelen waarmee met behulp van het wendingspunt het bewegingsbereik van het lage lordotische gebied op een dynamische, niet-invasieve manier, in drie vlakken bepaald kan worden.

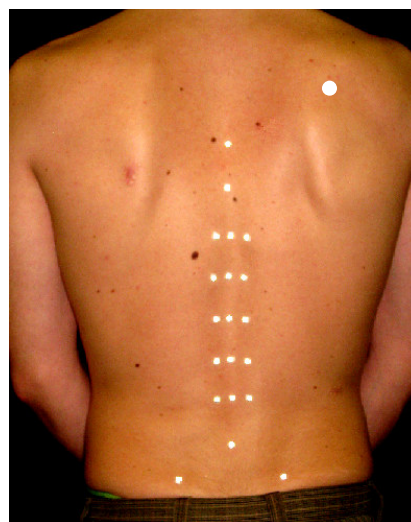
Methode

Proefpersonen

Alle proefpersonen deden vrijwillig mee aan het onderzoek en hadden op het moment van de meting geen rugklachten. Tevens hadden deze twee weken vóór de meting ook geen klachten aan de rug ondervonden. Er werden 12 proefpersonen gemeten, 6 mannen en 6 vrouwen. De meetgegevens van twee proefpersonen, een man en een vrouw, zijn uitgesloten doordat bij de ene proefpersoon meetfouten zijn opgetreden en er bij de andere achteraf bleek dat deze rugklachten had vóór de meting. De gemiddelde leeftijd van de overgebleven 10 proefpersonen was 24 ($SD \pm 1,48$).

Meetprotocol

De proefpersonen kregen met dubbelzijdig tape 20 reflecterende markers met een diameter van 4 mm. op de huid van de rug geplakt (zie figuur 1). Ook werd er 1 marker met een diameter van 14 mm. op de rechter scapula geplakt om links en rechts te onderscheiden. Er werd gekozen voor zo klein mogelijk beschikbare markers om fouten in de meting (die veroorzaakt konden worden door contraherende spieren) te verkleinen. Om de curve van de wervelkolom in het sagittale vlak voldoende te kunnen reproduceren, gebruikmakend van de kleinste kwadraten methode, zijn er minimaal 6 markers nodig over een lengte van C7 tot aan L5 (24). De markers werden geplakt op de volgende plaatsen: 8 markers in het midden van de wervelkolom waarvan één marker op L5 en op Th8. De afstand tussen de markers op L5 en Th8 werd opgemeten met een meetlint en gedeeld door 5, zodat er gelijke afstanden ontstonden. Vanaf L5 tot en met Th8 werden er 6 markers geplakt en twee markers werden met dezelfde berekende afstand boven Th8 geplakt. Voor Th8 is gekozen omdat er dan gebruik gemaakt kan worden van de oriëntatie van de angulus inferior van beide scapulae, die zich gemiddeld bevinden ter hoogte van de processus spinosus van Th8 (25). Dit geldt vooral als extra controle omdat de processus spinosi van de thoracale wervels niet altijd even goed te onderscheiden zijn tijdens het palperen.



Figuur 1, De geplaatste markers op de rug en heup.

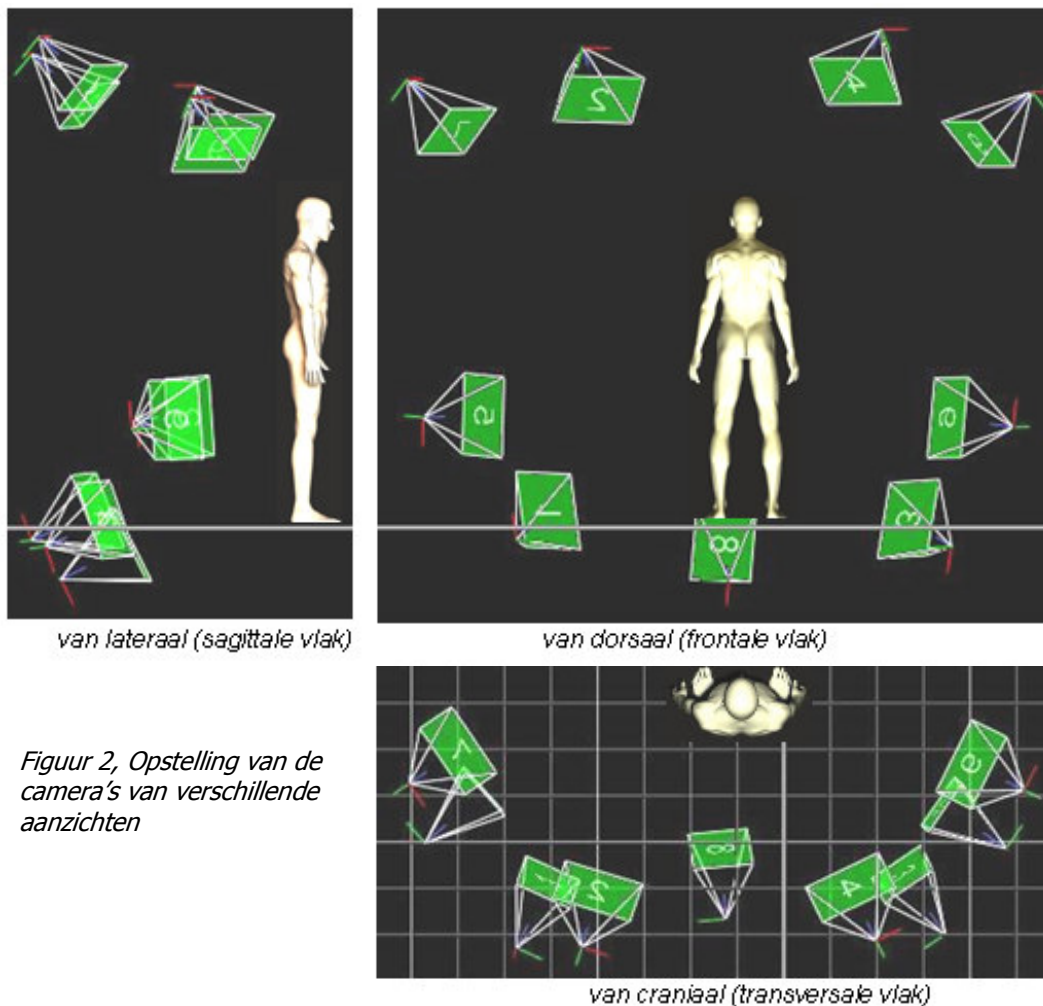
Naast deze kolom markers, werden er nog twee kolommen met markers aan beide zijden geplakt, vanaf de marker boven L5 tot en met de marker van Th8. De markers van deze naaste kolommen hadden dezelfde hoogte als de markers van de middelste kolom. De horizontale afstand van hart tot hart was 8 mm uit de middenlijn per marker rij. Dit was de minimale haalbare afstand om de markers zo dicht mogelijk in het midden van de wervelkolom te plakken, zodat de markers relatief zo min mogelijk

onderhevig zijn aan invloeden van spieren. Deze twee extra kolommen zijn nodig om de rotatie van de lage wervelkolom te kunnen berekenen. Tevens werd er op beide spina iliaca posterior superior (SIPS) een marker van 4mm. geplakt zodat er hier een lokaal assenstelsel gecreëerd kon worden. Voor deze positie is gekozen omdat de huid relatief het meest hecht aan de SIPS waardoor hier het minst verschuiving optreedt ten opzichte van het bot (26). Alle markers werden geplakt terwijl de proefpersonen zich in een natuurlijke rechtopstaande positie bevonden.

Apparatuur/programma's

De coördinaten van de reflecterende markers zijn vastgelegd door een Vicon systeem bestaande uit negen highspeed, hoge resolutie infraroodcamera's, (MX-T160, 16 Megapixels, 120 frames per seconde) samen met de Vicon software Nexus 1.4 in de volgende opstelling (zie Figuur 2) volgende pagina).

De data werden vervolgens geordend en opgeslagen in een ASCII-bestand met de software Caren versie 1.48 van Motek Medical B.V. Vervolgens zijn de data bewerkt met het mathematische programma Matlab (versie R2008b) en uiteindelijk is de intra correlatiecoëfficiënt voor verschillende data bepaald met het statistische pakket SPSS 17.01 voor Windows.



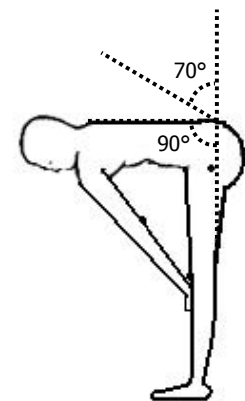
Figuur 2, Opstelling van de camera's van verschillende aanzichten

Bewegingen

Er werd aan de proefpersonen gevraagd om tijdens de meetsessie in totaal zes bewegingen te maken, in drie anatomische vlakken: flexie/extensie in het sagittale vlak, lateroflexie in het frontale vlak en rotatie in het transversale vlak. Bij het uitvoeren van de bewegingen (zie onderstaande paragrafen) werd getracht de bewegingen zo goed mogelijk in één anatomisch vlak te maken. Elke beweging werd in totaal één keer gedaan. Nadat alle bewegingen waren gemaakt werden de bewegingen in dezelfde volgorde herhaald om de intra-betrouwbaarheid te testen. De bewegingen werden uitgevoerd met de eigen snelheid van de proefpersonen, omdat de snelheid van de beweging niet van belang is, maar de eindstanden van de wervelkolom. Alvorens de meting werd gedaan werden de proefpersonen gevraagd om de bewegingen te oefenen tot dat duidelijk was hoe elke beweging uitgevoerd moest worden. Voor elke meting namen de proefpersonen een rechtopstaande positie in. Hierbij kregen zij de instructie om zo recht mogelijk op te staan voor het gevoel zodat iedereen ongeveer een overeenkomende beginpositie had. Tijdens de meting werd deze rechtopstaande positie een aantal seconden aangehouden waarna de onderstaande bewegingen konden worden gemaakt:

Flexie / extensie (sagittale vlak)

De proefpersonen startten in rechtopstaande positie en flecteerden voorwaarts tot een stand waarbij een hoek gemaakt moest worden van tussen de 70 en 90 graden tussen de dorsale zijde van de romp en de dorsale zijde van de benen (zie figuur 3). Om de maximale flexie van de lage wervelkolom te bereiken dienden de proefpersonen met de gehele handpalmen net voorbij de knieschijven te schuiven waarbij de ellebogen volledig waren geëxtendeerd. Vervolgens gingen de proefpersonen richting de maximaal mogelijke extensiepositie om uiteindelijk weer terug te komen in rechtopstaande positie.



Lateroflexie (frontaal vlak)

De proefpersonen startten in rechtopstaande positie en bewogen daarna zover mogelijk naar de uiterst haalbare stand zonder dat ze compensatoire bewegingen maakten, bijvoorbeeld roteren om verder te reiken. Vervolgens bewogen de proefpersonen in een continue beweging naar de andere zijde en uiteindelijk kwamen ze weer terug in de rechtopstaande positie.

Figuur 3, Flexie en extensie beweging met de twee hoeken waartussen de eindstand behaald moet worden.

Rotatie (transversale vlak)

De proefpersonen startten in rechtopstaande positie en draaiden daarna zo ver mogelijk naar één zijde toe. Vervolgens draaiden ze in een continue beweging zo ver mogelijk naar de andere zijde en uiteindelijk kwamen ze weer in de beginnende positie uit. Tijdens deze bewegingen hadden de proefpersonen de handen op de eigen schouders gelegd waarbij de onderarmen waren gekruist; de rechterhand lag op de linker schouder en de linkerhand lag op de rechter schouder. Dit was om de beide scapulae zo veel mogelijk in één positie te houden zodat er in het gebied tussen de scapulae zo min mogelijk weefsel- en daarmee markerverschuiving optrad.

Gegevens verwerken

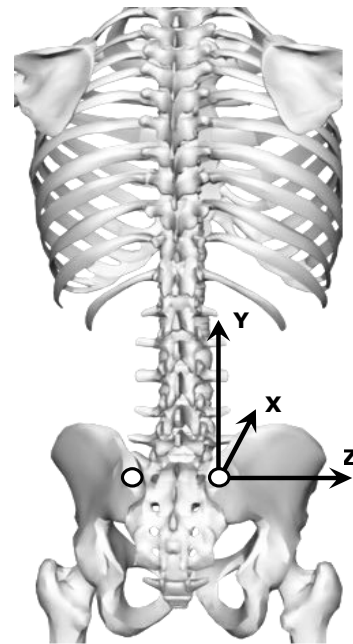
De verkregen coördinaten (van de markers) zijn met behulp van Matlab van het globale assenstelsel geroteerd en getransleerd naar een assenstelsel in de sips.

Assenstelsel

Er is een lokaal assenstelsel gehanteerd, zodat factoren zoals het meebewegen van de heupen of van de benen, niet de uitkomsten van de hoeken zouden beïnvloeden. Door middel van een assentransformatie is het globale assenstelsel naar de SIPS getransformeerd. Hierbij was het nulpunt van het assenstelsel gezien van dorsaal gelijk aan de rechter SIPS, gezien van dorsaal (zie figuur 4).

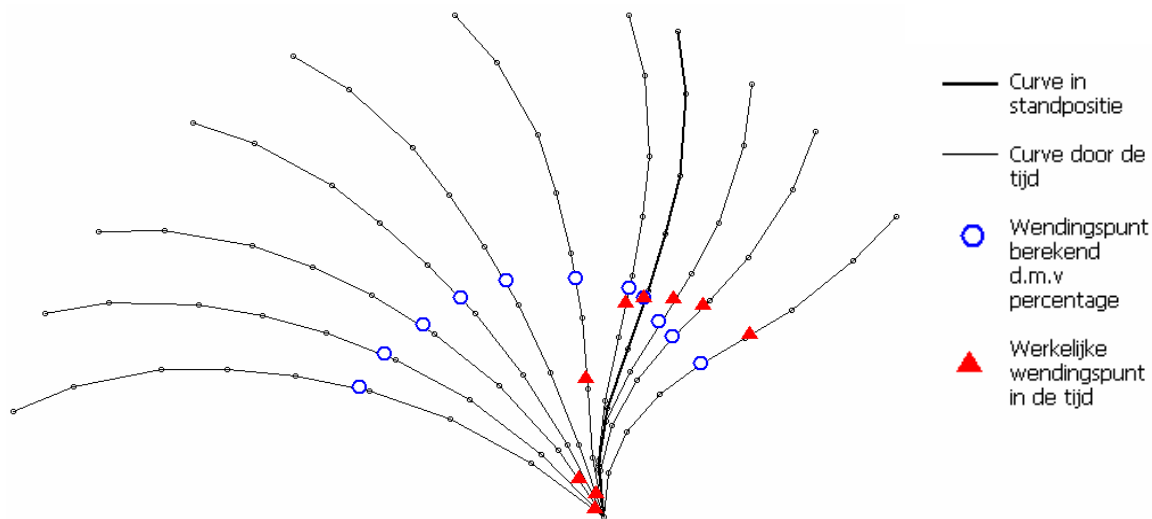
Bepalen van het wendingspunt

Na het overzetten van de coördinaten in het lokale assenstelsel is het werkelijke wendingspunt bepaald. Door de markers in het midden van de wervelkolom en het middelpunt tussen de twee SIPS is de best passende derdegraads functie bepaald. Daar waar de tweede afgeleide van deze functie gelijk is aan nul ligt het werkelijke wendingspunt. Vervolgens is de lengte van de totale curve berekend evenals de lengte van de curve, van het midden van de SIPS tot aan het werkelijke wendingspunt in 3D. Met deze lengten is een percentage bepaald van de lengte vanaf het midden van de SIPS tot het werkelijke wendingspunt ten opzichte van de totale lengte van de curve. Het gemiddelde van de percentages van de eerste seconde van de meting werd genomen om in de bewegingen die daarop volgden het wendingspunt te bepalen vanaf waar de hoeken berekend werden. Dit wendingspunt wordt in dit artikel het percentage wendingspunt genoemd. Het percentage wendingspunt werd bepaald bij alle andere bewegingen, door dit bepaalde percentage van de totale



Figuur 4, Een schematische weergave van het gehanteerde assenstel, waarbij de rechter SIPS-marker het nulpunt is. Gezien van dorsaal.

lengte op een tijdstip te nemen. De reden hiervoor is dat uit een pilotstudie is gebleken dat de curve tijdens het bewegen langer of korter wordt ten gevolge van weefselverschuiving. Wanneer er gebruikgemaakt wordt van een percentage van de lengte blijft de relatieve positie op de curve van het percentage wendingspunt hetzelfde (zie figuur 5). Er is ook gebleken dat tijdens het maken van een flexiebeweging een geleidelijke *afname* van de hoogte van het werkelijke wendingspunt in de curve was. Bij extensie was dit andersom. Hierbij was een geleidelijke *toename* van de hoogte van het werkelijke wendingspunt in de curve. Doormiddel van het gebruik van het percentage kunnen tijdens bewegingen de hoeken gemaakt in het in rechtopstaande positie aanwezige lordotische gebied berekend worden.



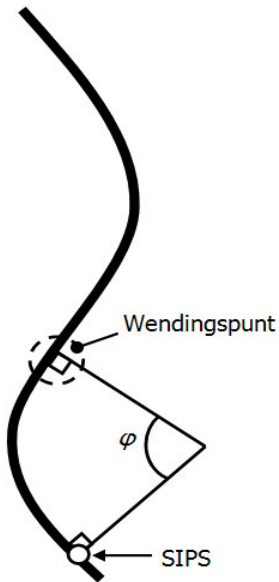
Figuur 5. Curven op verschillende tijdstippen van de flexie- en extensiebeweging. De cirkels stellen het percentage wendingspunt voor. De driehoeken stellen het werkelijke wendingspunt voor.

Maximale flexie- en extensiehoek en lordosehoek (sagittale vlak)

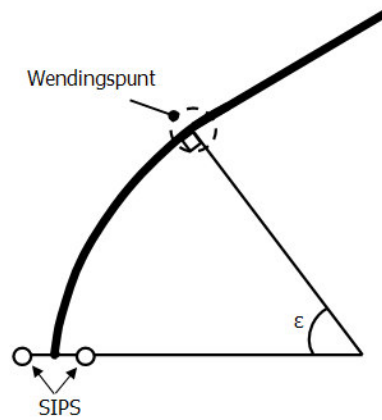
Om de lordosehoek te berekenen is er vanaf het wendingspunt en vanaf het midden van de lijn door de twee SIPS, twee keer een loodrechte lijn op de curve bepaald (zie figuur 6 volgende pagina). De hoek tussen deze twee loodrechte lijnen is de lordosehoek (φ)

Maximale lateroflexiehoeken (frontale vlak)

De lateroflexiehoek is bepaald door een lijn te berekenen die loodrecht staat op de curve van de markers, op het midden van de wervelkolom. De positie van deze loodrechte lijn is gelijk aan de het hoogtepercentage van het wendingspunt dat berekend is in rechtopstaande positie. Tevens is er een lijn door de twee SIPS-markers berekend (zie figuur 7, volgende pagina). De hoek tussen deze twee lijnen is de lateroflexiehoek (ϵ).



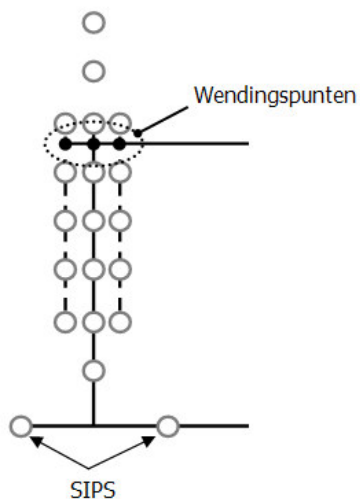
Figuur 6, Schematische weergave van de curve in het sagittale vlak met de lordosehoek (φ) .



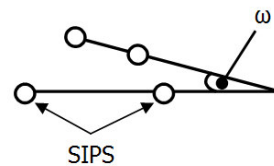
Figuur 7, Een schematische weergave van de curve met de lateroflexiehoek (ϵ) naar rechts. Gezien van dorsaal.

Maximale rotatiehoeken (transversale vlak)

Door de twee kolommen markers, geplakt aan de weerszijden van de middelste kolom markers is de best passende curve berekend. Op deze twee curven is de hoogte van het wendingspunt dat is berekend op de middelste curve geprojecteerd (zie figuur 8). Vervolgens is er een lijn door de twee op de buitenste curven



Figuur 8, Schematische weergave van de markers, van dorsaal. De drie solide stippen op de horizontale lijn stellen voor de wendingspunten. Hiervan is de middelste stip het berekende en de bilaterale stippen de geprojecteerde.



Figuur 9, Schematische weergave van de rotatie hoek (ω). In dit voorbeeld roterend naar rechts. Gezien van craniaal.

geprojecteerde wendingspunten berekend. Ook is er een horizontale lijn berekend door de twee SIPS-markers. De hoek tussen deze twee lijnen is de rotatiehoek (zie figuur 9, vorige pagina).

Posities op de wervelkolom

Om te bekijken op welke wervel het wendingspunt ligt is met een meetlint per proefpersoon de lengte opgemeten van het midden van de SIPS tot aan het wendingspunt dat berekend is aan de hand van de markercoördinaten van de eerste meetsessie. Tijdens het opmeten van deze lengten namen de proefpersonen de rechtopstaande positie in en de uiterste posities die overeenkwamen met de (uiterste) posities die zij hadden ingenomen tijdens het verwerven van de markercoördinaten. Vervolgens werd de lengte in deze posities opgemeten. Dit punt werd vervolgens gemarkeerd met een huidpotlood waarna onderzocht kon worden of dit punt zich bevond op een wervel of tussen twee wervels in. Op deze manier kon er bekeken worden of dit overeenkwam met literatuur waarin het wendingspunt bepaald werd met behulp van röntgenstudies.

Betrouwbaarheid

Bij alle proefpersonen is de volledige meting twee keer gedaan om de intra-betrouwbaarheid te bepalen. De proefpersonen zijn vlak na elkaar gemeten om te voorkomen dat de zwaartekracht een rol zou spelen op de lengte van de wervelkolom. Uit de studie van Keller et al (27) blijkt namelijk dat als de lengte van de wervelkolom in rechtopstaande positie wordt opgemeten, deze 's ochtends langer is dan 's avonds. Dit zou eventueel invloed kunnen hebben op de mate van betrouwbaarheid.

Resultaten

Tijdens de huidige studie zijn de volgende gedragingen van het werkelijke wendingspunt geconstateerd, zie figuur 10 t/m 12. Tijdens flexie beweegt het werkelijke wendingspunt richting caudaal totdat er geen wendingspunt meer aanwezig is. Tijdens extensie beweegt het werkelijke wendingspunt naar craniaal of blijft op dezelfde hoogte op de curve.

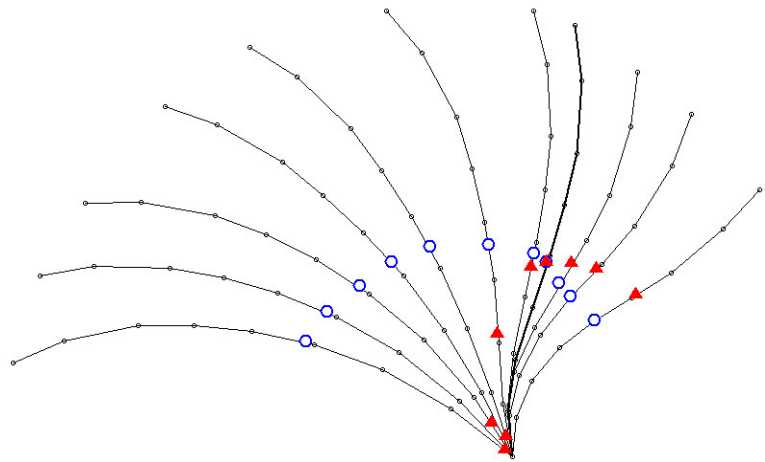
Ondanks dat aan de proefpersonen werd gevraagd om zo goed mogelijk in het bijbehorend anatomisch vlak te bewegen blijkt uit de geplotte afbeeldingen van de middelste rij markers dat wanneer proefpersonen roteren er altijd gelijktijdig lateroflexie plaats vindt en enigszins flexie of extensie. Een voorbeeld hiervan is te zien in dorsale aanzicht in figuur 11a. Ook werd uit deze afbeeldingen geconstateerd dat wanneer proefpersonen een lateroflexiebeweging uitvoeren er voornamelijk gelijktijdig flexie plaats vindt. Een voorbeeld hiervan is te zien in het craniale aanzicht van figuur 12b. Ook uit de studie van Gercek et al.(1) blijkt dat er tijdens rotatie en lateroflexie minstens één gekoppelde beweging plaatsvindt maar dat hierin grote individuele verschillen zijn.

Flexie- en extensiebeweging hebben veel invloed op de positie van het werkelijke wendingspunt op de curve. Wanneer het verschil tussen het werkelijke wendingspunt uit het eerste frame van de eerste- en de herhaalde meting wordt gedeeld door het bijbehorende verschil in hoeken in rechtopstaande positie blijkt dat een verschil van 1 graad in flexie of extensie gemiddeld een verschil in de berekening van het werkelijke wendingspunt van 0.45 % op levert. De overeenkomst tussen het percentage wendingspunt en het werkelijke wendingspunt tijdens de verschillende bewegingen hangt daardoor af van de overeenkomst tussen de mate van flexie of extensie tijdens de betreffende beweging met de mate van flexie en extensie in de eerste seconde van de rechtopstaande positie.

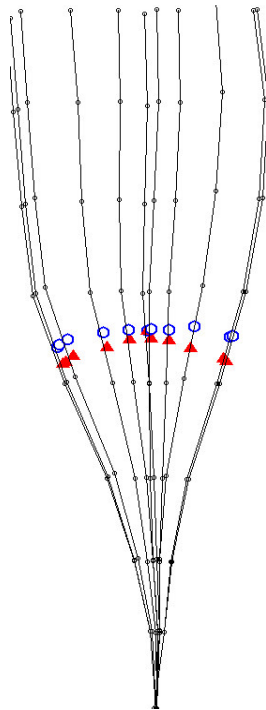
Tussen de eerste en de herhaalde meting was er een absoluut gemiddeld verschil in percentage wendingspunt berekend van 2.3 % en een absoluut gemiddeld verschil in hoek in rechtopstaande positie van 2.9 graden. De berekende gemiddelde hoek in rechtopstaande positie is 31.9 graden $SD \pm 10.8$ met een bereik tussen de 15.5 en 50.3 graden. Het intracorrelatie coëfficiënt van de bepaling van de positie van het wendingspunt is 0.90 ($p < 0.001$). Het intracorrelatie coëfficiënt van lordosehoek in rechtopstaande positie is 0.98 ($p < 0.0001$).

In tabel 1 zijn de posities van het met het percentage berekende wendingspunt tijdens de uiterste standen weergegeven. Opvallend is dat er geen duidelijk patroon in het verschuiven van het met het percentage berekende wendingspunt ten opzichte van de wervels is waar te nemen tijdens de verschillende bewegingen.

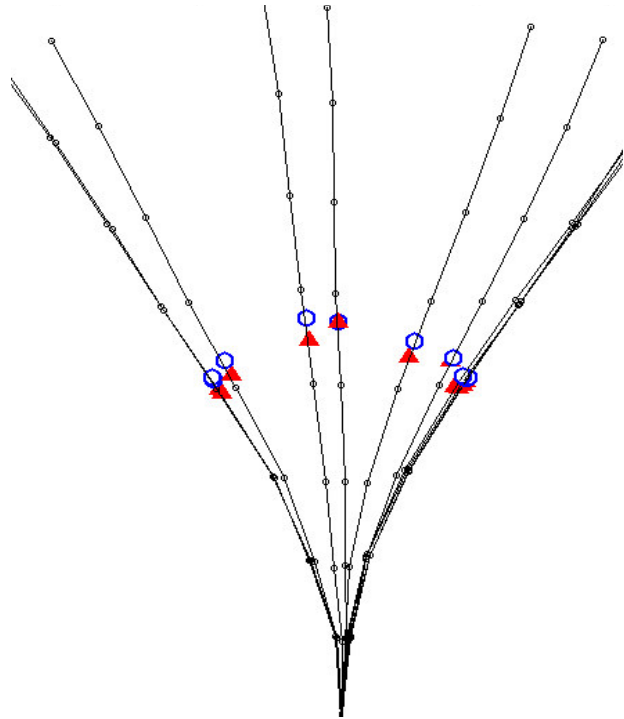
- Curve door de tijd
- Wendingspunt berekend d.m.v. percentage
- ▲ Werkelijke wendingspunt in de tijd



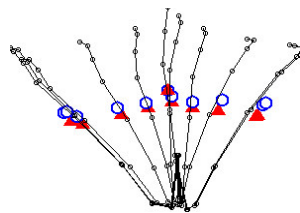
Figuur 10, Weergave van de middelste kolom markers tijdens flexie en extensie beweging in het saggitale vlak



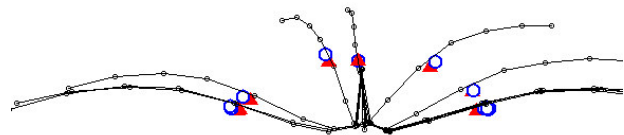
Figuur 11a, Weergave van de middelste kolom markers tijdens rotatiebeweging gezien vanaf dorsaal



Figuur 12a, Weergave van de middelste kolom markers tijdens lateroflexiebeweging gezien vanaf dorsaal



Figuur 11b, Weergave van de middelste kolom markers tijdens rotatiebeweging gezien vanaf craniaal



Figuur 12b, Weergave van de middelste kolom markers tijdens lateroflexiebeweging gezien vanaf craniaal

Tabel 1

	Proefpersonen									
Uiterste Standen	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10
Rechtopstaande positie	TH12	TH12	TH12	TH12	TH12	TH12/ L1	TH12/ L1	TH12	TH11	TH12
Flexie	TH12/ L1	L1	TH12	TH12	TH12	TH12	L1	TH12	TH12	L1
Extensie	TH12	TH12	TH12	TH12	L1	TH12	TH12	TH12	TH12	TH12
Lateroflexie Rechts	TH12	Th12/ L1	TH11/ TH12	TH11/ TH12	TH12	TH12/ L1	TH12	TH12	TH12	TH12
Lateroflexie Links	Th12	Th12/ L1	TH11/ TH12	TH11/ TH12	TH12	TH12/ L1	TH12	TH11/ TH12	TH12	TH12
Rotatie Rechts	TH12	TH12	TH11	TH12	TH12	TH12	TH12	TH12	Th11/ TH12	TH11/ TH12
Rotatie Links	TH12	TH12	TH11	TH12	TH12	TH12	TH12	TH12	Th11/ TH12	TH11/ TH12

Uiterste standen

In tabel 2 is een overzicht te zien van het bewegingsbereik van de verschillende bewegingen.

Voor alle berekende hoeken ligt de intra correlatiecoëfficiënt boven de 0.95 ($p < 0.0001$).

Tabel 2

Bewegingsbereik in uiterste standen	Meetresultaten in graden			
	Gem.	SD	Bereik	N
Flexie/extensie totaal	83	11	71-108	10
Flexie	61	10	44-73	10
Extensie	23	14	2-42	10
Lateroflexie totaal	59	11	37-77	10
Lateroflexie rechts	30	7	21-45	10
Lateroflexie links	29	5	16-36	10
Rotatie totaal	8	12	1-22	10
Rotatie rechts	3	7	1-14	10
Rotatie links	6	8	1-15	10

Discussie

Het voordeel van deze methode is dat deze niet-invasief is en zich leent zich voor frequent herhaald onderzoek gedurende behandelmethoden en de controle hiervan. Deze meetmethode is door de simpliciteit zeer geschikt voor dagelijks gebruik in klinische setting. De benodigde tijd voor een meting met een nuttige uitkomst duurt maximaal 1 uur. Een ander positief punt is dat de methode vrije, natuurlijke bewegingen van de wervelkolom toelaat en daarmee alle bewegingen in elk anatomisch vlak meet. Deze meetmethode kan goed gebruikt worden om bewijs te zoeken voor compensatie strategieën bij personen met functionele beperkingen aan de rug tijdens het uitvoeren van bewegingen. Doordat er regelmatig een herhaalde meting kan plaatsvinden, leent dit protocol zich ook uitstekend voor het evalueren van de effectiviteit van behandelmethoden voor patiënten met lage rugklachten.

De rekenmethode voor het bepalen van de hoek in rechtopstaande positie gebruikt in deze studie lijkt het meest op de non-constrained Cobb-techniek (23) die gebruikt wordt voor het analyseren van röntgenfoto's. Uit de studie van Mac-Thiong et al.(2005) wordt er bij proefpersonen zonder rugklachten een hoek gemeten vanaf S1 tot de meest schuinstaande wervel in het thoracolumbale gebied. Uit deze studie komt een gemiddelde hoek van 68.1 graden ($SD \pm 16.7$) en uit de eigen studie komt een gemiddelde hoek van 31.9 graden ($SD \pm 10.8$). Hieruit blijkt dat de lordosehoek in rechtopstaande positie, bepaald met de methode uit de huidige studie niet te vergelijken is met een röntgenstudie. De curve die gemeten is op de huid betreft een andere curve dan de curve van de wervelkolom. Dit komt door het onderliggend vet -en spierweefsel (28).

Het gemeten bewegingsbereik betreft het verschil tussen de hoek in rechtopstaande positie en een hoek in een andere positie. Wanneer het onderliggende vet- en spierweefsel tijdens het bewegen onveranderd blijft zou het bewegingsbereik uit de huidige studie met die van een röntgenstudie vergeleken kunnen worden. Pearcy (30) meet het bewegingsbereik in een lordotische gebied tussen L1 en L5 met stereoröntgen. Wanneer de meetresultaten uit de huidige studie, waarbij het lordotisch gebied is gemeten tussen het wendingspunt (gem. Th12) en het midden van de SIPS (gem. S2 (29)), worden vergeleken met de meetresultaten van Pearcy (30), is er te zien dat de huidige studie gemiddeld grotere hoeken produceert. Echter, er is geen constante factor aan te tonen. Het verschil tussen de curve op de huid en de curve van de wervelkolom is waarschijnlijk niet constant tijdens de flexie -/ extensiebeweging. Ook bij het meten van bewegingsbereik hangen de hoeken gemeten met de huidige methode af van het percentage vet -en spierweefsel van de onderzochte persoon. Wanneer men hoeken van personen onderling wil vergelijken moet er met deze factoren rekening gehouden worden. Deze meetmethode is wel uitermate geschikt om patiënten op individueel niveau te evalueren.

De huidige methode kan voor de flexie -/ extensiebeweging twee dezelfde hoeken geven voor een ander gespecificeerde curve. Zo zou in theorie door een behandelmethode de curve kunnen veranderen maar de hoek niet. Een andere mogelijkheid is dat twee mensen met elkaar vergeleken worden die dezelfde hoek hebben maar een geheel andere curve. Om onderscheid te kunnen maken kan het percentage wendingspunt als uitkomstmaat voor de curve toegevoegd worden of bijvoorbeeld een diepte maat.

In de huidige studie wordt er vanuit gegaan dat de uitrekking van de huid tijdens de verschillende bewegingen regelmatig over de gehele lengte van de rug wordt verdeeld. Wanneer naar de gevonden wervels in tabel 1, de positie van het percentage wendingspunt in de betreffende houding, wordt gekeken lijkt dit gemiddeld ook zo te zijn. Echter de gevonden positie op bijvoorbeeld wervel Th12 kan de onderkant, het midden of de bovenkant van de processus spinosus betreffen. De positie van het percentage wendingspunt blijft niet bij alle proefpersonen op dezelfde wervel liggen tijdens de verschillende bewegingen. Er is echter ook geen duidelijk patroon waar te nemen in het verschuiven van het percentage wendingspunt ten opzichte van de wervels tijdens de verschillende bewegingen. Dit kan erop duiden dat niet iedereen dezelfde karakteristieken heeft wat betreft de gelijkmatigheid van uitrekking van de huid en verschuiven van weefsel over de wervelkolom.

Macrae en Wright (31) vonden een correlatie van 0.9 - 0.97 tussen de huidbeweging en het werkelijk lumbaal bewegen in het huidgebied tussen vijf centimeter onder en 10 centimeter boven het lumbosacraal gewricht tijdens flexie. Dit betreft echter een kleiner huid gebied dan gebruikt in de huidige studie. Rice et al (32) vinden dat de huid tussen S2 en Th12 gemiddelde 40% uitrekt en tussen Th12 en C7 gemiddeld 10 %. Verder hebben Rice et al. (32) in hun studie de lengte van de rug van de proefpersonen in stukjes van vijf centimeter opgedeeld door het zetten van strepen op de rug en is gekeken hoeveel de huid per stukje oprekt. Th12 bevindt zich volgens de onderzoekers altijd tussen de vierde en de vijfde streep. Uit hun tabel met resultaten blijkt de huid in het gebied onder TH12 het meest uit te rekken maar het gebied net boven TH12, tussen strepen 5 en 6 blijken ook nog enigszins uit te rekken. Het gebied tussen streep 8 en 10 blijkt niet uit te rekken en haalt het percentage voor het gebied tussen Th12 en C7 omlaag. Tussen welke strepen TH8 zich bevindt is niet vast te stellen, omdat procentueel gezien, de gebieden op de rug niet bij alle proefpersonen hetzelfde zijn. De ene proefpersoon heeft maar 9 strepen op de rug en de andere 11. De gelijkmatigheid van de verdeling van de uitrekking van de huid over de rug tijdens bewegen hangt af van de mate van verbondenheid met de onderliggende botstructuren. Hoe dit zich precies verhoudt tussen de gebieden gekozen in de huidige studie moet verder onderzoek gedaan worden.

Het ontwikkelde meetprotocol lijkt betrouwbaar. Echter zijn er in de huidige studie alleen mensen in de leeftijd van 24 jaar ($SD \pm 1,48$) onderzocht. Naar andere leeftijden moet nog onderzoek gedaan worden.

Tevens zou de invloed van vetpercentage in verhouding tot de lichaamslengte op de meting in de toekomst onderzocht kunnen worden.

In tabel 3 zijn de meetresultaten van de eerste en de herhaalde rotatie meting te zien. Wanneer er naar rechts is gerooteerd, is de gevonden hoek in de huidige studie positief en bij rotatie naar links is de hoek negatief. Wanneer er naar de uitslagen wordt gekeken lijkt het alsof sommige proefpersonen twee keer dezelfde kant op draaien. Percy. (30) vond voor rotatie in het gebied tussen L1 en L5 een bewegingsbereik tussen de 1 en 14 graden voor rotatie naar rechts en tussen de 1 en 15 graden voor rotatie naar links. Omdat de hoeken die gemaakt kunnen worden in het gemeten gebied zo klein zijn heeft een geringe aanspannen van spieren onder de markers van de buitenste twee rijen grote invloed op de resultaten. Wanneer een proefpersoon maar een kleine rotatie kan maken en er een meetfout, door het aanspannen van spieren, optreedt groter dan deze hoek in tegengestelde richting lijkt het, wanneer naar de resultaten wordt gekeken, alsof deze proefpersoon een tegengestelde kant op is gedraaid.

Tabel 3

	Proefpersonen									
	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10
rotatie rechts	14,24	4,6	9,8	7,7	-2,9	-4,1	-1,2	-9,1	1,1	7
rotatie links	3	-12	-7,2	-9,2	-14,1	1,5	-2,5	7,5	-7,5	-14,8

Tabel 4

N	Pwp* in %		verschil
	1ste meting	2de meting	
1	48,6	47,6	1,0
2	57,8	65	-7,2
3	55	52,1	2,9
4	59,5	60,6	-1,1
5	57,7	59,3	-1,6
6	45,2	48,7	-3,5
7	52	53	0,7
8	55,8	54,3	1,5
9	57,4	57	0,4
10	54,1	51,4	2,7

**Gemiddeld percentage van de lengte vanaf het midden van de SIPS tot het wendingspunt t.o.v. de totale lengte van de curve van de eerste seconde van de meting*

Bij flexie / extensie en lateroflexie is deze beïnvloeding er niet omdat deze berekening alleen gebruikmaakt van de middelste rij markers.

Bij de betrouwbaarheidstest in de huidige studie zijn de markers niet opnieuw geplakt. De intra correlatiecoëfficiënt (ICC) van het percentage van de lengte van de curve - vanaf het midden van de SIPS tot aan het wendingspunt - ten opzichte van de totale lengte, is hoog 0.9 ($p < 0.001$). Echter, er is een variatie in de berekende percentages van de lengte vanaf het midden van de SIPS tot het wendingspunt ten opzichte van de totale lengte van de curve (zie tabel 4). Dit komt doordat per meting een iets andere rechtopstaande beginpositie is aangenomen. Het meetprotocol van de huidige studie waarin aan de proefpersonen

wordt opgedragen om zoveel mogelijk rechtop te staan geeft geen eenduidige houding.

Wanneer in de toekomst een betrouwbaarheidsonderzoek wordt gedaan waarbij de markers opnieuw worden geplakt en er daardoor een fout van de palpatie bij komt is de kans groot dat het ICC minder hoog wordt. Er moet dan ook nog verder onderzoek gedaan worden naar het vinden van een betere gestandaardiseerde beginpositie. Dit is een lastige opgave aangezien het werkelijke wendingspunt erg gevoelig is voor standsveranderingen.

Bij toekomstig onderzoek naar de gemaakte hoeken in het werkelijk lordotische gebied wat aanwezig is tijdens rechtopstaande positie kan de huidige methode voor de berekening van het wendingspunt gebruikt worden. Wanneer getracht wordt om hoeken vanaf het werkelijke wendingspunt te berekenen is het handig om het kyfotische gebied in de meting mee te nemen. Het lordotische gebied wordt namelijk tijdens flexie een kyfotische gebied.

Ook zou met de huidige methode onderzoek gedaan kunnen worden naar wat normale patronen in het verloop van het wendingspunt zijn en of mensen met een aandoening aan de rug een afwijkend patroon blijken te hebben. Aan de hand van een dergelijke constatering zou vervolgens nieuwe therapieën ontwikkeld kunnen worden. Ook zou er met de huidige methode onderzoek gedaan kunnen worden naar bewegingspatronen tijdens dagelijkse bewegingen zoals tegelijk tillen en roteren.

Conclusie

Met deze methode kunnen alle bewegingsuitslagen in het werkelijk lordotische gebied, dat aanwezig is tijdens rechtopstaande positie, in alle posities in drie vlakken worden berekend. Deze methode is ook geschikt om het verloop van het werkelijke wendingspunt te onderzoeken. De positie van het wendingspunt blijkt gevoelig te zijn voor variatie ten gevolge van de flexie -en extensiebeweging. Enige punten van de methode zoals de rotatiemeting en de beginpositie hebben nog aandacht nodig. Deze methode heeft zeker potentie om verder onderzocht en ontwikkeld te worden.

Literatuurlijst

- 1) Gercek E, Hartmann F, Kuhn S, Degreif J, Rommens PM, Rudig L. Dynamic Angular Three-Dimensional Measurement of Multisegmental Thoracolumbar Motion, In Vivo. *Spine* 2008;21:2326–2333
- 2) Schache AG, Blanch P, Rath D, Wrigley T, Bennell K. Three-dimensional angular kinematics of the lumbar spine and pelvis during running. *Human Movement Science* 2002;2:273–293
- 3) Kuo Y, Tully EA, Galea MP. Video based measurement of sagittal range of spinal motion in young and older adults. *Man Ther* 2009;1–5
- 4) Taylor NF, Evans OM, Goldie PA. Angular movements of the lumbar spine and pelvis can be reliable measured after 4 minutes of treadmill walking, *Clin Biomech* 1996;8:484–486
- 5) Levine, D, Whittle MW. The Effects of Pelvic Movement on Lumbar Lordosis in the Standing Position. *J Orthop Sports Phys Ther* 1996;3:130–135
- 6) Levine D, Colston AM, Whittle MW, Pharo EC, Marcellin-Little DJ. Sagittal Lumbar Spine Position During Standing, Walking, and Running at Various Gradients. *J Athl Train* 2007;1:29–34
- 7) Yang Z, Ma HT, Wang D, Lee R. Error Analysis on Spinal Motion Measurement Using Skin Mounted Sensors 30th Annual International IEEE EMBS Conference Vancouver, British Columbia, Canada, August 2008:20–24
- 8) Mitnitski AB, Yahia LH, Newman NM, Gracovetsky SA, Feldman AG. Coordination between the lumbar spine lordosis and trunk angle during weight lifting. *Clin Biomech* 1998;2:121–127
- 9) Hwang S, Youngeun K, Youngo K. Lower extremity joint kinetics and lumbar curvature during squat and stoop lifting. *BMC Musculoskelet Disord* 2009;2:10–15
- 10) Pearcy MJ, Hindle RJ. New method for the non-invasive three-dimensional measurement of human back movement. *Clin Biomech* 1989;4:73–79
- 11) Roussouly P, Gollogly S, Berthonnaud E, Dimnet J. Classification of the Normal Variation in the Sagittal Alignment of the Human Lumbar Spine and Pelvis in the Standing Position. *Spine* 2005;3:346–353
- 12) Hammerberg EM, Wood KB. Sagittal profile of the elderly. *J Spinal Disord* 2003;16:44–50
- 13) Harrison DE, Cailliet R, Harrison DD, Janik TJ. Holland B, Reliability of centroid, Cobb, and Harrison posterior tangent methods: which to choose for analysis of thoracic kyphosis. *Spine* 2001;26:227–E234
- 14) Jackson RP, McManus AC. Radiographic analysis of sagittal plane alignment and balance in standing volunteers and patients with low back pain matched for age, sex and size. A prospective controlled clinical study. *Spine* 1994;14:1611–1618
- 15) Bernhardt M, Bridwell KH. Segmental analysis of the sagittal plane alignment of the normal thoracic and lumbar spines and thoracolumbar junction. *Spine* 1989;14:717–721
- 16) Vedantam R, Lenke LG, Keeney JA, Bridwell KH. Comparison of standing sagittal spinal alignment in asymptomatic adolescents and adults. *Spine* 1998;23:211–215

- 17) Jonge de T, Dubousset J, Illés T. Sagittal plane correction in idiopathic scoliosis. *Spine* 2002;27:754–761
- 18) Rajnics P, Pomero V, Templier, Lavaste F, Illés T. Computerassisted assessment of spinal sagittal plane radiographs. *J Spinal Disord* 2001;14:135–142
- 19) Polly DW, Kilkelly FX, McHale KA, Asplund LM, Mulligan M, Chang AS. Measurement of lumbar lordosis: Evaluation of intraobserver, interobserver, and technique variability. *Spine* 1996;13:1530-1535
- 20) Harrison DE, Harrison DD, Caillet R, Janik TJ, Holland B. Radiographic analysis of lumbar lordosis: centroid, Cobb, TRALL, and Harrison posterior tangent methods. *Spine* 2001;26:235–242
- 21) Koroivessis P, Dimas A, Iliopoulos P, Lamiris E. Correlative analysis of lateral vertebral radiographic variables and medical outcomes study short-form health survey: A Comparative Study in Asymptomatic Volunteers Versus Patients with Low Back Pain. *J Spinal Disord Tech* 2002;5:384–390
- 22) Fernand R, Fox DE. Evaluation of lumbar lordosis: A prospective and retrospective study. *Spine* 1985;10:799–803
- 23) Mac-Thiong J, Pinel-Giroux F, de Guise JA, Labelle EH. Comparison between constrained and non-constrained Cobb techniques for the assessment of thoracic kyphosis and lumbar lordosis. *Eur Spine J* 2007;9:1325–1331
- 24) Bethune DD, Broekhoven LH, Kung E, Snewing DG. Statistical method for evaluating human thoracolumbar spinal curves in the sagittal plane: A preliminary report. *Arch Phys Med Rehabil* 1986;67:590-594
- 25) Cooperstein R, Haneline MT. Spinous process palpation using the scapular tip as a landmark vs a radiographic criterion standard. *J Chiropr Med* 2007;6:87–93
- 26) Kuo Y, Tully EA, Galea MP. Skin movement errors in measurement of sagittal lumbar and hip angles in young and elderly subjects. *Gait Posture*, 2008;27:264–270
- 27) Keller TS, Nathan M. Height change caused by creep in intervertebral discs: A sagittal plane model. *J Spinal Disord*. 1999;4:313-24
- 28) Bryant JT, Reid JG, Smith BL, Stevenson JM. Method for determining vertebral body positions in the sagittal plane using skin markers. *Spine* 1989;3:258-265
- 29) McGaugh JM, Brismee JM, Dedrick GS, Jones EA, Sizer PS. Comparing the Anatomical Consistency of the Posterior Superior Iliac Spine to the Iliac Crest as Reference Landmarks for the Lumbopelvic Spine: A Retrospective Radiological Study. *Clin Anat* 2007;7:819–825
- 30) Pearcy M J. Stereo radiography of lumbar spine motion *Acta Orthop Scand Suppl*. 1985;212:1-45
- 31) Macrae IF, Wright V. Measurement of back movement. *Ann Rheum Dis* 1969;6:584–589
- 32) Rice J, Walsh M, Jenkinson A, O'Brien TM. Measuring movement at the low back. *Clin anat* 2002;2:88-92.