Introductie in de bepaling van de rompstijfheid: een literatuuronderzoek

Aksel N. Gudde

S2066653

Department of Biomedical Engineering, University Medical Center Groningen, and University of Groningen, Antonius Deusinglaan 1, 9713 AV Groningen. Thesis of the bachelor program 'Biomedical Engineering'

Samenvatting

Een frequent gediagnostiseerde aandoening is scoliose, waarbij een laterale vervorming plaatsvindt van de ruggenwervel. Als gevolg beknelt de simultaan vergroeide ribbenkast intrathoracale weefsels. Een mogelijke therapie is de invasieve toepassing van een correctie systeem, welke de rug rechttrekt. Bij een dergelijke behandeling tegen vergroeiingen van de wervelkolom is kennis van de biomechanica van het musculoskeletale systeem van de romp essentieel. Een der voornaamst betrokken eigenschappen is de stijfheid, te categoriseren per type moment en te kwantificeren per toegepaste belasting, spieractiviteit en rotatiehoek. Stijfheid is gedefinieerd als de mate waarin een materiaal in staat is tot vervorming onder uitoefening van een bepaalde belasting. Deze definiëring maakt stijfheid tot een breed geïnterpreteerd concept, gezien de verschillende uitingsvormen van lading (kracht, moment, stress, etc.) en van deformatie (verlenging, radii, hoeken, etc.). In relatie tot de wervelkolom is dit af te bakenen aan de hand van modellen beschrijvende de veer-, buig-, torsie- en afschuifstijfheden. Huidige meetmethodieken ter bepaling van de rompstijfheid *in vivo* toont de invloed van flexie/extensie-, laterale buig- en axiale rotatie-hoeken aan. Ander onderzoek beschrijft het effect van spieractiviteit en spierreflex. *In vivo* onderzoek naar de rompstijfheid ten behoeve van de afstelling en chirurgische implantatie van een scoliose-correctie apparaat blijft echter uit. Wel is er aan de Universiteit Twente gewerkt aan een nieuw systeem, genaamd het *Scolibed*, welke relevante data voor de stijfheidsbepalingen in flexie-/extensie-, laterale buig- en torsiemomenten genereert. Dit systeem is nog een prototype, maar kan na aanpassing toepasbaar zijn op de regio's van de wervelkolom van interesse, gerelateerd aan de aangrijping van een scoliose-correctie-apparaat. Dit maakt het *Scolibed* een interessante optie als meetinstrument voor de bepaling van de rompstijfheid.

Inhoudsopgave

Inleiding **4**
Anatomie 4
Scoliose 5
Een non-fusie scoliose correctie apparaat 6
Stijfheid 6
Vormen van stijfheid in relatie tot de wervelkolom **7**
Veerstijfheid 7
Buigstijfheid 9
Torsiestijfheid 10
Afschuifstijfheid 11
Meetmethodieken 13
Stijfheid bij het dragen van een riem en inhouden van de adem 13
Stijfheidsbepaling van de romp bij spieraanspanning 14
Biomechanische eigenschappen bij lage rugklachten 15
Bepalen van de rompstijfheid met het *Scolibed* 17
Overige aspecten van invloed 18
Geslacht 18
Leeftijd 18
Lengte 18
Gewicht 18
Adolescente idiopathische scoliose 19
Discussie 20
Appendix 22
Referenties 23

Inleiding

Van het musculoskeletale stelsel is de wervelkolom een der complexere apparaten. Het heeft de capaciteit tot buiging in verschillende richtingen langs en torsie rondom de lengteas (axiaal)(Hoffman, Johnson, Zou, & Van Dillen, 2012); (Pearcy & Tibrewal, 1984)(Shin, Wang, Yao, Wood, & Li, 2013a). Vanuit biomechanisch oogpunt biedt het thoracale skelet door de variatie in dynamische eigenschappen, veel ruimte voor onderzoek. Vanwege schokabsorberende kwaliteiten (Helliwell, Smeathers, & Wright, 1989) en de functie van het dragen van de romp in totaliteit, hoofd en bovenste extremiteiten is het een belangrijke factor in de stabiliteit van het skelet (Nadeau, Amblard, Mesure, & Bourbonnais, 2003). Groei-gerelateerde aandoeningen kunnen dus leiden tot mankementen in de mobiliteit van het menselijk bewegen en verdrukking van organen (Weinstein, Zavala, & Ponseti, 1981). Scheefgroeien van de wervelkolom kan een vervorming van de ribbenkast teweegbrengen, een veroorzaker van zware extrinsieke restrictieve longziektes (Campbell et al., 2003). Dit maken opper-thoracale deformaties tot een van de weinig potentieel levensbedreigende deficiënties binnen de orthopedie.

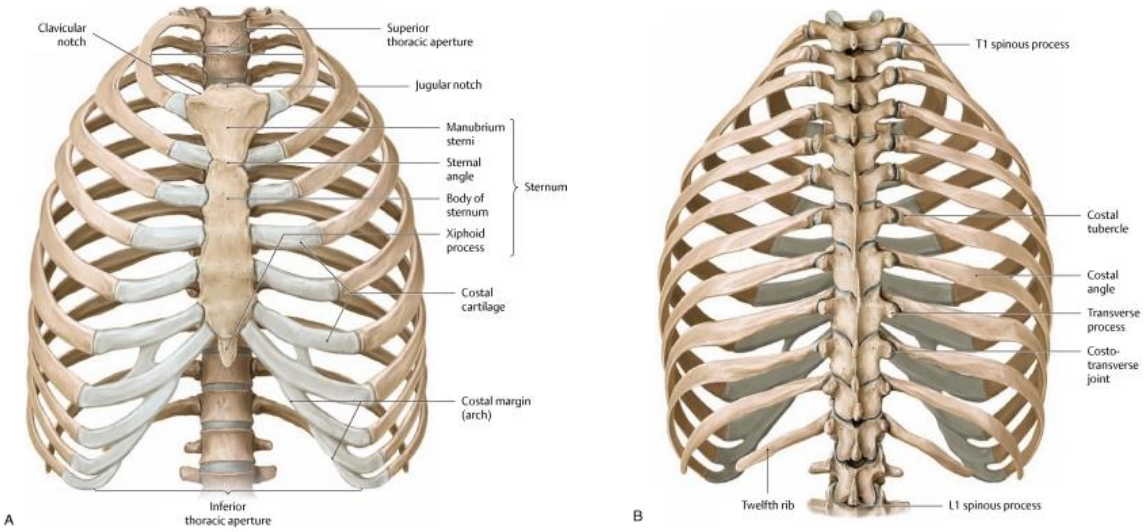
Anatomie

Om een beschrijving te kunnen geven van biomechanische eigenschappen van de romp is kennis van de anatomie van het skeletale deel ervan nodig. Het superieure deel van de wervelkolom bestaat uit 7 wervels, genaamd cervicale wervels, ofwel halswervels (C1-C7, Afbeelding 1). Caudaal van de cervicale wervelkolom, is het thoracale deel gelegen, opgebouwd uit 12 wervels (T1-T12). In deze regio is de ruggenwervel verbonden met de ribbenkast. De 5 meest caudaal gelegen wervels vormen het lumbale deel (L1-L5). De wervelkolom eindigt inferieur in het sacrum (S1-S5) met de os coccygis (staartbeen). Opvallend is de toename in grootte van de wervels in caudale richting. Een mogelijke verklaring is het verschil in lading die op de wervels wordt uitgeoefend (Cheng et al., 1997). Vanuit lateraal oogpunt is duidelijk een zogenaamde concave curve (lordosis) te zien in de cervicale en lumbale delen, terwijl het thoracale deel juist een convexe curve (kyphosis) vertoont (Kapandji, 2009). Anterior en posterior gezien, heeft de rug een rechtlijnige vorm.

Afbeelding 1. Anatomie van de wervelkolom
Links lateraal aangezicht. (Eckalbar, Fisher, Rawls, & Kusumi, 2012)

De wervels van de rug zijn van elkaar verwijderd door kraakbenige tussenwervelschijven. Dit kraakbeenweefsel heeft als belangrijkste functie de wervelkolom mechanisch te ondersteunen door flexibiliteit en schokabsorptie (Humzah & Soames, 1988).

Zoals eerder is aangegeven draagt de wervelkolom behalve de schedel ook de thorax en kunnen spinale deformaties van invloed zijn op de ruimtelijke vorm van de borstkas. In totaal bestaat de thorax uit 12 ribben, elke rib verbonden met een specifieke thoracale wervel (T1 tot en met T12, afbeelding 2). Aan de anterior zijde gaan de costae over tot kraakbeen (costosternaal), waar mediaal de linker en rechter kant van de thorax tot het 8ste costa met elkaar zijn verbonden door het sternum. De 8ste tot en met de 10^{e} costae zijn met elkaar in verbinding door kraakbeen en de 11^{e} en 12^{e} costae blijven anterior ongebonden, als het ware “zwevende ribben” (Clemens, Evans, Mardini, & Arnold, 2011).



Afbeelding 2. Anatomie van de thorax
Het thoracale skelet: Anterior (A) en posterior (B) aangezicht. (Clemens et al., 2011)

Scoliose

Een veel voorkomende vertebrale afwijking ontstaat bij 1 tot 2% van de kinderen tot de 15 jaar en meer dan 50% van de mensen boven een leeftijd van 60 jaar, waarbij een laterale vergroeiing met een curve van minimaal 10 graden (Cobb-hoek) en rotatie in de wervelkolom waargenomen is. Een dergelijke 3-dimensionale afwijking in de ruggenwervel wordt scoliose genoemd (Trobisch, Suess, & Schwab, 2010), in te delen in adolescente idiopathische, congenitale en neuromusculaire scoliose. In het geval van adolescente idiopathische scoliose (AIS), is er weinig bekend over de ontstaanswijze (adolescent verwijst naar de leeftijd bij welke de aandoening vorm krijgt en idiopathisch naar de onbekende aard van het ziekteverschijnsel). Deze behelst waarschijnlijk meerdere factoren, waaronder erfelijkheid (Bylund, Jansson, Dahlberg, & Eriksson, 1987; Wynne-Davies, 1968). De ontwikkeling van een congenitaal scoliotische rug begint van oorsprong bij reeds misvormde wervels. Tijdens spinale groei ontstaat een curve met een chronisch toenemende hoek. Andere oorzaken kunnen een trauma of blootstelling aan radiatie zijn (Bylund et al., 1987). Neuromusculaire scoliose is een gevolg van een door ziekte geïnitieerde afbraak van onderdelen van het neurale netwerk betreffende het brein, medulla spinalis (ruggenmerg), perifere zenuwen, neuromusculaire junctie en de spieren (McCarthy, 1999). Onderdelen van deze thesis met betrekking tot scoliose, zullen toegespitst zijn op de adolescent idiopathische vorm.

Een belangrijke indicator voor de mate waarin medische aandacht vereist is tegen scoliose, is de Cobb's hoek. Het wordt gedefinieerd als de hoek die gevormd wordt tussen een lijn parallel aan de superieure eindplaat van de eerste wervelschijf boven de fractuur en een lijn parallel aan de inferieure eindplaat van de eerste wervelschijf onder de fractuur (Keynan et al., 2006). Medische ingrepen zijn over het algemeen van toepassing bij een Cobb's hoek boven de 20°. Bij een Cobb's hoek tussen de 20° en 45° is behandeling met een brace sufficiënt. Vervormingen met een curve-hoek daarboven vereisen de uitvoering van chirurgische operaties, betreffende de implantatie van scoliose correctie systemen (Trobisch et al., 2010).

Een non-fusie scoliose correctie apparaat

In het geval van invasieve chirurgische operaties met correctie van de scoliotische rug als doel, is spondylodese de voornaamste techniek (Biscevic et al., 2011). Hierbij vindt fusie van de wervels anterior of posterior plaats door haken of schroeven via kabels met elkaar te verbinden (Biscevic et al., 2011; Weiss & Goodall, 2008). Toevoeging van autogeen botweefsel verzekert fixatie en induceert door activatie van botgroei de fusie van wervels (Putzier et al., 2009; Wessels, 2012). Andere correctie technieken zijn minder invasief en hebben geen intervertebrale fusie op het oog. Operationeel gezien is het minder invasieve karakter een voordeel, aangezien over het algemeen periosteale (het periosteum is het buitenste membraan van een bot) schade optreedt bij spondylodese, wat tot excessieve botformatie leidt (Muheim, Donath, & Rossier, 1973; Wessels, 2012; Yang, Song, Lee, Bohlman, & Riew, 2009). Door de restrictie van een spinale fusie, houdt het apparaat de mobiliteit van de wervelkolom in de regio van aangrijping in stand (Wessels, 2012). Bij het ontwerp van het non-fusie scoliose correctie systeem is er rekening gehouden met de vervormingen van de rug bij scoliose. Door laterale afwijkingen en draaiing van de wervelkolom moet het systeem een lateraal moment en axiale torsie genereren. Voorafgaand aan de implantatie moet afstelling van een bepaalde voorspanning van het correctie apparaat, bepaling van het aantal vertebrale aangrijpingspunten en optimale benadering van de chirurgische ingreep, plaatsvinden. Om deze reden is exacte bepaling van de stijfheid van de menselijke wervelkolom essentieel (G. J. Meijer, Homminga, Veldhuizen, & Verkerke, 2011a).

Stijfheid

Stijfheid laat zich definiëren als de mate waarin een bepaalde krachtvorm (stress, moment, kracht, etc.) het vermogen heeft om deformatie (verschuiving, axiale vervorming, etc.) aan een materiaal te geven.
Met een formule wordt stijfheid in het algemeen als volgt beschreven:

Stijfheid = Lading/Deformatie

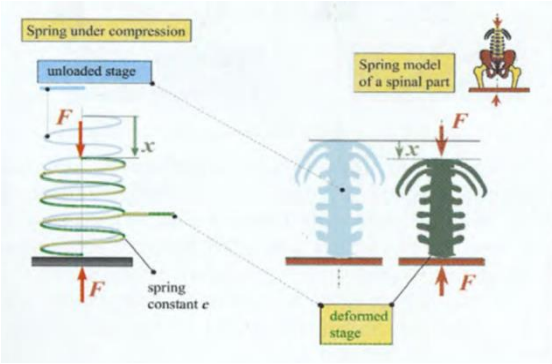
Bij de interpretatie van deze formule moet er rekening worden gehouden met het feit dat er verschillende vormen van stijfheid zijn afhankelijk van de type lading en het soort vervorming. Dit betekent dat voor een genuanceerde omschrijving van de biomechanica van de wervelkolom, categorisatie van grootheden nodig is (Baumgart, 2000). Een uitgebreide uitleg van de verschillende uitingsvormen van stijfheid in de wervelkolom is in een latere fase van dit werkstuk beschreven (zie *Vormen van stijfheid in relatie tot de wervelkolom*).
In deze thesis zijn de huidige meetmethodieken gevonden in literatuur, beschreven en geanalyseerd om zo een weloverwogen benadering te kunnen geven van de stijfheidswaarden van de humane wervelkolom. Een zoektocht naar de stijfheid van de romp includeert veel aspecten, zoals verschillen in stijfheid per regio van de wervelkolom en de houding waarin de romp zich verkeert, te noemen flexie, extensie, laterale buiging en axiale draaiing.
Secundaire factoren zoals geslacht, lengte, gewicht en leeftijd van een persoon hebben wellicht invloed op individuele stijfheid. Daarnaast is de stijfheid van een scoliotische rug in relatie tot een gezonde van belang voor de therapie tegen scoliose (zie *Overige aspecten van invloed*).
Kennis van bovengenoemde facetten kan gebruikt worden bij chirurgische ingrepen om het scoliose correctie apparaat met juiste precisie af te stellen of juist de onbekendheid met betrekking tot de biomechanische eigenschappen van de romp aan te kaarten (G. J. M. Meijer, 2011a).

Vormen van stijfheid in relatie tot de wervelkolom

Een overzichtelijk beeld van stijfheidsmechanieken van de wervelkolom dragen bij aan de interpretatie van gevonden stijfheden. Daartoe is in dit hoofdstuk een uitleg van de biomechanica per type stijfheid beschreven aan de hand van in literatuur gevonden modellen. Aangezien dit hoofdstuk slechts onderzoek benoemt ten behoeve van begrip van de principes betreffende de verschillende stijfheden van toepassing bij de romp, is beschrijving van de meetmethodieken niet relevant. Deze komt in een later deel (zie *Meetmethodieken*) van de thesis aanbod. De verschillen in resultaten liggen wellicht in verschil in individueel gebonden factoren, zoals geslacht, leeftijd, lengte en gewicht (zie *Overige aspecten van invloed*).

Veerstijfheid

De lokale verticale verplaatsingen van de wervels en tussenwervelschijven als gevolg van een axiaal gerichte kracht, resulteert in een veerachtige mechaniek (Afbeelding 3) (Baumgart, 2000). Vanwege de complexiteit van de wervelkolom door de biologische heterogeniteit, materiele anisotropie en sterk onregelmatige vorm, beschouwen we voor het algemene begrip deze factoren verwaarloosbaar en gedraagt de structuur zich puur elastisch. De werking van de ruggenwervel betreffende de veerstijfheid ofwel veerconstante, includeert dan simpelweg de kracht die axiaal wordt uitgeoefend in verhouding tot de opsomming van de vertebrale axiale vervormingen:

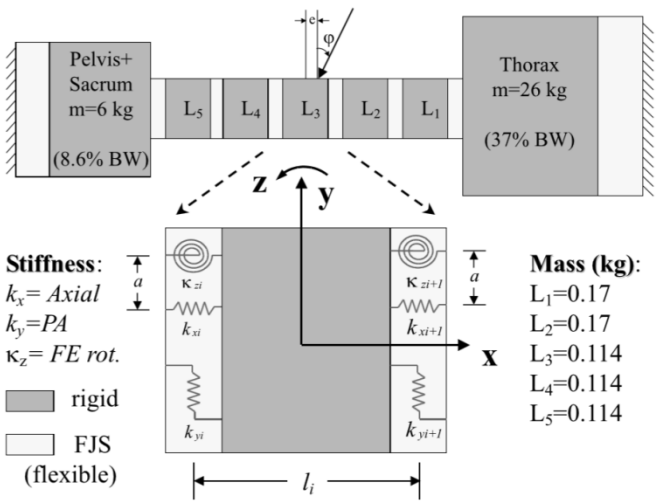


Afbeelding 3. De wervelkolom als veermodel
Een sterk vereenvoudigd model voor de complexe reële werking van de spinale veerstijfheid. (Baumgart, 2000)

$$c = \frac{F}{x} \qquad (1)$$

Met c = veerconstante, ofwel veerstijfheid (N/m)
F = veerkracht (N)
x = veerverlenging of totale verticale spinale verlenging (m)

Een uitgebreider model voor de stijfheid van de wervelkolom als veer, is ontwikkeld door Keller, Colloca, & Beliveau, 2002, die de dempende eigenschappen onder druk van een posteroanterior (PA) kracht op de romp mathematisch beschrijft (Afbeelding 4). Het model is toegepast op 7 segmenten, te noemen de lumbale wervelkolom (L1-L5), thorax en pelvis als statische onderdelen. Deze zijn verbonden met 6 flexibele gewrichten, die de tussenwervelschijven, ligamenten, spieren en pezen voorstellen. Het model is zo ontworpen dat het zich plooit naar de kracht, ongeacht welk segment het aangrijpingspunt is of de hoek (φ) waaronder het wordt uitgeoefend. Bij elk segment is uitgegaan van verplaatsing in axiale, torsie (dit vindt gepaard plaats bij een flexie-extensie beweging (Pearcy, 1985)) en transversale richting. In afbeelding 4 is dit duidelijk te zien als veren verwerkt in de flexibele gewrichten in elke krachtrichting.



Afbeelding 4. Model van de wervelkolom als veer.
Donkergrijze delen: rigide wervelstructuren. Lichtgrijze delen: flexibele wervelstructuren met ingebouwde veermechanismen. Massa's van rigide delen en relevante richtingen voor de massaloze flexibele gewrichten zijn gegeven. (Keller et al., 2002)

Om een reële torsiestijfheid te verkrijgen zijn, net als bij de menselijke wervelkolom, de axiale en torsieveren gekoppeld door middel van een veer-as constante (a).
Bij de toepassing zijn er van een aantal assumpties uitgegaan ten behoeve van een realistische uitslag. Om te beginnen is er aangenomen dat de flexibele verbindingsgewrichten massaloos zijn. De stijfheidskarakteristieken zijn verkregen van White & Panjabi, 1978. Verder betreft het een model voor een man met een constante lengte (170 cm) en een vast gewicht (70 kg) in een ontspannen liggende houding met de rug inferior ten opzichte van de thorax. Ten slotte zijn de stijfheden van thoracale organen en huid insignificant beschouwd ten opzichte van de skeletstijfheden.
Om tot een matrix van de waarden van stijfheid per segment per richting te komen, is de volgende 2e orde differentiaalvergelijking gebruikt:

$$[M]\left\{\frac{\mathrm{d}^2u}{\mathrm{d}t^2}\right\}+[C]\left\{\frac{\mathrm{d}u}{\mathrm{d}t}\right\}+[K]\{u\}=\{F\} \qquad (2)$$

Met $[M]$ = *massamatrix*
$[C]$ = *dempingsmatrix*
$[K]$ = *stijfheidsmatrix*
$\{u\}$ = *output verplaatsingsvector*
$\{F\}$ = *input krachtvector*

De mathematische benadering van bovenstaande variabelen valt buiten het beoogde bereik van deze thesis en zal daarom niet uiteengezet worden, wel is een overzicht van betrokken formules weergegeven, zie appendix. De invloed van de tijd bij verg. 2 is van toepassing omdat de uitgeoefende krachten impulsief zijn afgegeven, wat de deformatie tijdsafhankelijk maakt (Keller et al., 2002).
Tabel 1 toont de gevonden axiale (k_x), transversale (k_y) en torsie (κ_z) stijfheden.

Stiffness coefficient	Thorax	T12–L1	L1–L2	L2–L3	L3–L4	L4–L5	L5–L1	Pelvis and sacrum
k_x (kN/m)	1250	640	620	600	525	450	510	300
k_y (kN/m)	30	50	40	35	30	30	45	200
κ_z (Nm/rad)	400	160	140	120	100	80	75	700

Tabel 1. Stijfheden van de flexibele gewrichten gebaseerd op een veermodel bij uitoefening van een posteroanterior kracht
Stijfheden zijn ingedeeld per segment en berekend aan de hand van Verg. (2) (Keller et al., 2002)

Buigstijfheid

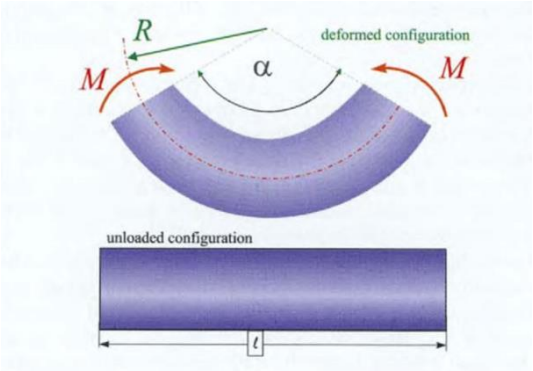
Bij flexie, extensie en laterale buiging heet de, voor deze thesis relevante grootheid, logischerwijs de buigstijfheid (Afbeelding 4). Bij buiging is een belangrijke waarde die van de curve κ (niet te verwarren met de veerstijfheid (k)), welke gedefinieerd wordt als de inverse van de straal van de buigcirkel:

$$\kappa = \frac{1}{R}$$

In het algemeen geldt dat deze als volgt aan het buigmoment (M) is gerelateerd (Baumgart, 2000):

$$M = EI\,k = EI\,\frac{1}{R} \qquad (3)$$

Met M = buigmoment (Nm)
EI = buigstijfheid (N/m)
R = straal van de cirkelvorm (m)



Afbeelding 5. Buiging van een balk. *Door buigmoment (M) ontstaat er een cirkelvormige lijn door de balk met een straal (R)en hoek (α). (Baumgart, 2000)*

Merk op dat de buigstijfheid een resultaat is van de vermenigvuldiging van de Modulus van elasticiteit (E) met het moment van Inertia (I). Immers, de Modulus van elasticiteit van een materiaal is de uitgeoefende stress in verhouding tot de verrekking. Deze toegepast op een balk, vereist de invloed van het moment van inertia van het dwarsdoorsnedeoppervlak rondom de neutrale as (rood-gestippelde lijn in afbeelding 5) (Hibbeler & Fan, 2011). Eventueel kan in literatuur de vervorming tot uiting komen als een verandering in de buig-hoek (α in afbeelding 5) (Baumgart, 2000).
Onderzoek naar de buigstijfheid is bijvoorbeeld gedaan door Scholten & Veldhuizen, 1986, waarbij de stijfheid van de romp als geheel bij flexie *in vivo* is gemeten. Hierbij is tevens gekeken naar het verschil tussen subjecten in rust en onder narcose. De wervelkolom is geïnterpreteerd als een balk, waarbij de volgende formule is gebruikt voor de bepaling van de buigstijfheid:

$$EI = \frac{\frac{1}{6}\mathrm{Ka(L-a)}(2-\frac{\mathrm{a}}{\mathrm{L}})}{\theta-\theta_0} \qquad (4)$$

Met K = *externe lading*
L = *afstand tussen het heupgewricht en rotatiepunt van het schoudergewricht*
a = *afstand tussen het rotatiepunt van het schoudergewricht en de lading K*
θ_0 = *initiële positie van de schouder*
$\theta - \theta_0$= *de rotatie bij de schouder*

Het is duidelijk dat het principe van de stijfheid als functie van een kracht ($\frac{1}{6}\,\mathrm{Ka(L-a)}(2-\frac{\mathrm{a}}{\mathrm{L}})$) ten opzichte van een vervorming ($\theta - \theta_0$) wederom opgaat. Uit de resultaten kwam voort dat subjecten in rust en onder narcose gemiddeld een buigstijfheid hebben van 0.153 x 10^8 en 0.285 x 10^8 N/mm^2, respectievelijk (Scholten & Veldhuizen, 1986).
Omdat flexie/extensie en laterale buiging van de wervelkolom gepaard gaat met een zekere axiale rotatie, toont literatuur vaak een andere eenheid voor de stijfheid (Fujimori et al., 2014; Shin, Wang, Yao, Wood, & Li, 2013b; Stamos-Papastamos, Petty, & Williams, 2011) . Een

belangrijk begrip hierbij is de Range of Motion (RoM, de beweeglijkheid van een gewricht, in dit geval in graden of % RoM). Rekening houdende met ROM is de eenheid van stijfheid aangepast naar $N/°$, $Nm/°$ of $Nm/\%$RoM (S. H. M. Brown & McGill, 2008; MARKOLF, 1972; Stamos-Papastamos et al., 2011). Specifieker, bepaling van de buigstijfheid bij lumbale flexie leidde tot een resultaat van gemiddeld 21.96 $N/°$ (Stamos-Papastamos et al., 2011). In achting nemende dat spieractiviteit van invloed kan zijn op de rompstijfheid, hebben S. H. M. Brown & McGill, 2008 de buigstijfheid in $Nm/\%$RoM bestudeerd als gevolg van spieraanspanning. De buigstijfheid van de lumbale wervelkolom is daarnaast afhankelijk van de hoek van flexie (Adams & Dolan, 1991), waarvan Park, 2014 een overzicht van gevonden literatuur heeft samengesteld (zie tabel 2). De invloed van krachtinspanning is hierbij ook weergegeven, als 15% en 30% Maximale Vrijwillige Exertie (MVE).
Een globale methode waarin bepaling van buigstijfheid niet gedaan is door het verkrijgen van exacte biomechanische waarden, maar door interpretatie in termen van de flexibiliteit van tussenwerveldelen, is uitgevoerd door Lafon, Lafage, Steib, Dubousset, & Skalli, 2010.

Angle	15 MVE	30 MVE
0°	5.13	6.07
30°	6.38	7.55
60°	6.84	8.10
90°	25.38	30.05

Tabel 2. Lumbale buigstijfheid per hoek. *Een overzicht van de invloed van lichamelijke inspanning per graden hoek flexie op de lumbale buigstijfheid* $(N \cdot m^2)$ *(Park, 2014).*

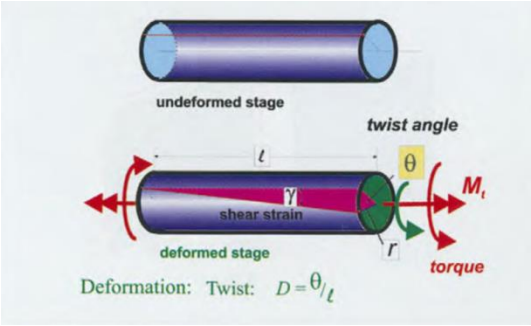
Ander gevonden literatuur naar buigstijfheden van de wervelkolom toont wellicht meer resultaten per spinale sector, maar includeert slechts autopsie studies (MARKOLF, 1972), irrelevant voor de gewenste kennis van de situatie *in vivo* (McGill, Seguin, & Bennett, 1994).

Torsiestijfheid

Gezien de geregelde aanwezigheid van axiale rotatie bij verschillende bewegingen van de wervelkolom (Fujimori et al., 2014; Shin et al., 2013b; Stamos-Papastamos et al., 2011; Pearcy, 1985), is begrip van het torsiemechanisme van essentieel belang (zie Afbeelding 5). De formule voor pure torsie M_t, is gelijkend aan die van pure buiging:

$$M_t = GI_t\, D = GI_t\, \frac{\theta}{l} \qquad (5)$$

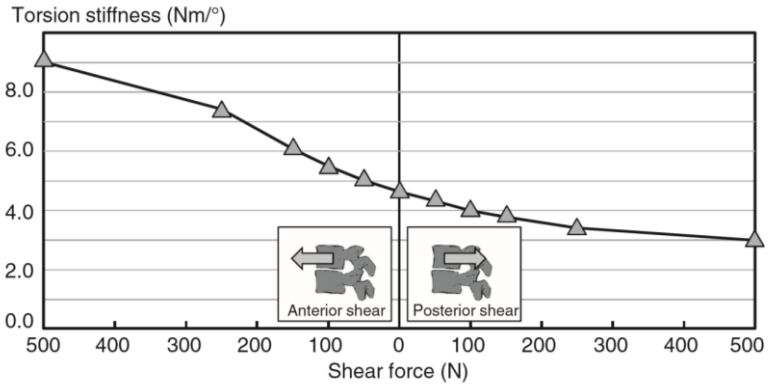
Met M_t *= torsie (Nm)*
GI_t *= torsiestijfheid (Nm/rad of N/m)*
D *= deformatie in hoekgraden per lengte*



Afbeelding 6. Torsie van een cilindervormige balk.
Door torsie (M_t) *ontstaat er deformatie in de vorm van een twist* (D)*. (Baumgart, 2000)*

(Baumgart, 2000)
De stijfheid includeert G, de modulus van afschuiving en I_t, het torsiemoment van inertia, welke voor de oppervlakte van circulaire dwarsdoorsnedes twee keer zo groot is als het moment van

inertia (Baumgart, 2000). De mechaniek van afschuiving is uitgebreider beschreven in de volgende paragraaf.
Toepassing van axiale rotatie op thoracolumbale wervelkolom gaf een gemiddelde torsiestijfheid van 17.4 ± 4.9 Nm/rad voor de links-roterende en 20.3 ± 5.8 Nm/rad voor de rechts-roterende richting (Kosmopoulos, Lopez, McCain, & Kumar, 2012). Nauwkeurigere waardebepaling van de torsiestijfheid per gebied of gekoppelde beweging *in vivo* blijft tot nog toe uit. Echter, uit *in vitro* studies blijkt dat gevonden waarden voor torsiestijfheden van de thoracale wervelkolom veel lager uitvallen (2.5 N/m) dan die van de lumbale wervelkolom (6.9 N/m) (Sharan, Tang, & Vaccaro, 2013). Het verschil in deze biomechanische eigenschap tussen de thoracale en lumbale wervelkolom impliceert een verband met regionale functionaliteit (Sharan et al., 2013). Verder zijn vaak wel eindige-element modellen gebruikt om numeriek de geometrische en biomechanische eigenschappen te beschrijven van kleinschalige delen van de wervelkolom. Zo is het L3-4 wervelgebied ook in kaart gebracht (G. J. Meijer, Homminga, Veldhuizen, & Verkerke, 2011b) en is de invloed van anterior- en posterior-afschuifkrachten op de torsiestijfheid gesimuleerd (Homminga et al., 2013). Hieruit is gebleken dat toepassing van de anterior-gerichte kracht een toename en een posterior-gerichte kracht een afname in torsiestijfheid teweegbrengt (zie Afbeelding 7).

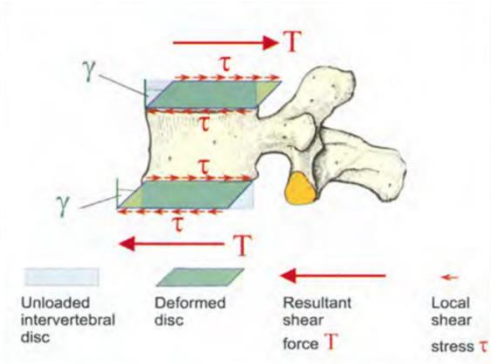


Afbeelding 7. De invloed van anterior- en posterior-afschuifkrachten op de torsiestijfheid.
Het verband tussen anterior- en posterior-gerichte kracht en de torsiestijfheid is non-lineair. (Homminga et al., 2013)

Afschuifstijfheid

Als gevolg van een anterio-posterior kracht op de wervelkolom kunnen de minder stijve delen, dus tussenwerveldelen, een afschuifstress (τ) ondervinden. Als gevolg hiervan vindt er deformatie plaats in het kraakbenig weefsel met een verplaatsing van het ene horizontale vlak in tegengestelde richting ten opzichte van het andere horizontale vlak (zie afbeelding 7). Als gevolg hiervan trekt de verticale hoogte van de tussenwervelschijf schuin tot een bepaalde hoek, de afschuifhoek (γ). De verhouding tussen bovengenoemde krachtvorm (τ) en vervorming (γ) is gelijk aan de Modulus van afschuiving, oftewel de afschuifstijfheid:

$$G = \frac{\tau}{\gamma} \qquad (6)$$



Afbeelding 8. Afschuifstress op tussenwervelschijven.
Door locale afschuifstress vindt er deformatie plaats van kraakbenige tussenwervelschijven. Als gevolg is een afschuifhoek (γ) ontstaan. (Baumgart, 2000)

Met G = *afschuifmodulus (Pa)*
τ = *afschuifstress* (N/m^2)
γ = *afschuikhoek* (°)

(Baumgart, 2000)

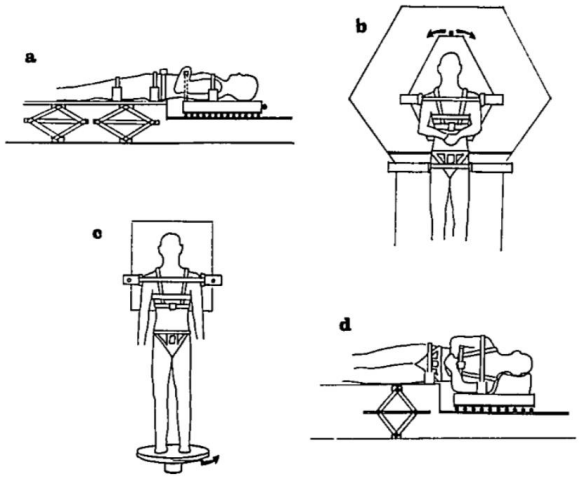
Uit *in vivo* onderzoek naar de stijfheidsverdeling tussen de thoracolumbale en lumbale wervelkolom, is gebleken dat de stijfheid als gevolg van een PA-krachtimpuls, voor thoracolumbale deel (T11: 124 kN/m) groter is dan voor het lumbale deel (L2: 62 kN/m) (Nathan & Keller, 1994). Interessant is dit gegeven, vergeleken met de verdeling bij torsie, welke groter is voor het inferieure deel in plaats van het superieure deel van de wervelkolom, zie torsiestijfheid. Histologisch gezien ligt dit verschil in afschuifstijfheid in de aanwezigheid van proteoglycanen in de annulus van de tussenwervelschijven. Elektrostatische aantrekking tussen de positief geladen collageen- en negatief geladen proteoglycaan-groepen draagt bij aan de mechanische eigenschappen van het kraakbeen (Lu, Shono, Oda, Abumi, & Kaneda, 1997).

Meetmethodieken

In deze thesis is gezocht naar de huidige meetmethoden *in vivo* voor de bepaling van de rompstijfheid. Andere onderzoeken betreffen autopsie of numerieke modellen (eindige-elementmethode)(G. J. M. Meijer, 2011b). Het gebruik van kadavers blijkt niet voldoende representatief te zijn voor de situatie *in vivo* en is daarom voor directe waardebepaling van de stijfheid irrelevant. De aanwezigheid van actieve spieren, pezen en ander weefsel in levende toestand draagt immers bij aan stijfheidseigenschappen (McGill et al., 1994). Helder begrip van verschillende meetmethodieken is nodig ter beoordeling van betrokken aspecten op de uitkomst van exacte waardebepaling van de rompstijfheid.

Stijfheid bij het dragen van een riem en inhouden van de adem

Het oudst gevonden *in vivo* onderzoek naar de bepaling van de rompstijfheid is gedaan door McGill et al., 1994. De invloed van het dragen van een riem en het inhouden van de adem op de lumbale rompstijfheid is getracht vast te stellen om toe te kunnen passen bij biomechanische modellering van lage rugklachten, romporthesen of onderzoek naar trauma (bijvoorbeeld een auto-ongeluk). Bij determinatie van de stijfheid is uitgegaan van een romp in passieve toestand.



Afbeelding 9. Verschillende posities van een subject in het meetinstrument.
(a, b) In liggende positie met de rug inferior kan met behulp van lagers laterale buiging plaatsvinden. (d) In liggende positie in zijwaartse houding kan op dezelfde wijze een flexie/extensie beweging gemaakt worden. Om in een horizontale houding te blijven is er een verstelbare ondersteuning onder de benen geplaatst (d) In staande positie blijft de romp gefixeerd en genereert een roterend platform torsie. (McGill et al., 1994)

Een systeem is geconstrueerd die de drie richtingen van belang (flexie-extensie, laterale buiging en axiale rotatie) kan bewegen in verschillende posities van het lichaam. In zijligging genereert het de relevante gegevens voor stijfheid in een flexie-extensie beweging door de torso te bevestigen aan een mobiele plaat op lagers. Laterale buigstijfheid is op dezelfde manier gemeten, behalve dat het subject niet op de zij, maar op de rug ligt. Axiale rotatie is echter niet in een liggende, maar in een staande houding opgenomen. De torso-gebonden plaat is niet mobiel, maar het platform waar het subject op staat, kan een roterende beweging maken, een torsie opwekkend.
Resultaten van het onderzoek zijn weergegeven in tabel 3 als gevolg van het toepassen van regressie vergelijkingen. Deze laatstgenoemden beschrijven het verloop van de torsie als functie van buighoeken in verschillende richtingen. De waarden van de stijfheid zijn verkregen door de afgeleide te nemen van de volgende vergelijking:

$$T = \lambda\, e^{\beta\alpha} \xrightarrow{geeft\ als\ afgeleide} \frac{dT}{da} = \lambda\, \beta\, e^{\beta\alpha} \qquad (7)$$

Met T = torsie (Nm)

$\frac{dT}{da}$ *= stijfheid (Nm/°)*

λ, β = curve-fitting coëfficiënten

α = hoek (°)

Angle (deg)	Flexion		Extension		CW Twist		R. Lateral Bend	
	k	E	k	E	k	E	k	E
2	0.29	24.2	0.17	25.7	0.13	22.8	0.32	28.4
4	0.36	30.1	0.20	30.2	0.15	26.5	0.40	35.1
6	0.45	37.4	0.23	35.6	0.17	30.8	0.49	46.5
8	0.56	46.6	0.28	41.8	0.20	35.7	0.61	53.8
10	0.69	58.0	0.32	49.2	0.23	41.4	0.75	66.5
12	0.86	72.2	0.38	57.9	0.26	48.0	0.93	82.2
14	1.08	89.8	0.45	68.1	0.31	55.7	1.14	101.6
16	1.34	111.8	0.53	80.1	0.36	64.6	1.41	125.7
18			0.62	94.2	0.41	74.9	1.75	155.4
20			0.73	110.9	0.48	86.9	2.16	192.1
22			0.86	130.4	0.56	100.8		
24					0.64	116.9		

Values are listed to the limit of 50% subject participation.

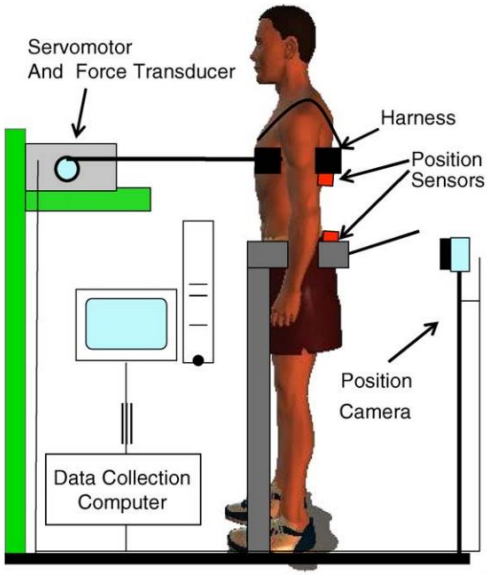
Tabel 3. Stijfheid (k in Nm/°) en spanningsenergie (E in Nm) per richting.
De stijfheidswaarden verkregen uit vergelijking 7 zijn gegeven per hoek. CW staat voor 'clockwise' bij axiale rotatie. (McGill et al., 1994)

De coëfficiënten *λ en β* zijn situatie-afhankelijke (controle, het dragen van een riem of het inhouden van de adem) constanten en hebben geen eenheid.

Stijfheidsbepaling van de romp bij spieraanspanning

Studies omtrent de stijfheid van gewrichten en spierreflexen heeft geleid tot de conclusie dat neuromusculaire aansturing van actieve spierstijfheid, bijdraagt aan de rompstijfheid tijdens lichamelijke inspanning (Cholewicki, Simons, & Radebold, 2000; Moorhouse & Granata, 2005). Naar aanleiding van dit gegeven, hebben Moorhouse & Granata, 2005 de rompstijfheid tijdens actief spiergebruik bepaald.

Hiertoe is gebruik gemaakt van het meetinstrument te zien in afbeelding 10. Om te beginnen zijn met een kabel trekkrachten van verschillende grootten (100, 135 en 170 N) uitgeoefend ter hoogte van T10, wat een flexie-beweging stimuleert. Om de romp recht te houden is actieve spieraanspanning van het subject nodig. Vervolgens zijn stochastisch willekeurig extra pulsen van constante ladingen (± 30N) toegepast om bewuste spieraanspanning van de deelnemer te voorkomen. Twee sensors zijn bevestigd aan de romp (T10 en S1), welke een signaal doorgeven aan een computer. De verkregen data bestaat uit een plot van de toegepaste krachten ten opzichte van de tijd.



Afbeelding 10. Meetinstrument voor bepaling van actieve rompstijfheid.
Een harnas is stevig bevestigd aan de romp, verbonden met een servomotor, die een trekkracht op de kabel uitoefent. Sensors thoracaal en sacraal zenden een signaal van toegepaste krachten ten opzicht van de tijd uit naar een computer. Een positiecamera meet de verplaatsing en zendt dit naar de zelfde computer. De computer geeft een plot van de verschillende ontvangen data weer. (Moorhouse & Granata, 2005)

Via omrekening, ervan uitgaande dat er sprake is een lineair tijdsinvariant systeem, is convolutie (Laplace transformatie) van het signaal uitgevoerd, wat resulteerde in gevonden stijfheden per toegepaste lading (zie tabel 4). De herleide convolutie-kern is in de volgende vorm gebruikt:

$$H(s) = \frac{1}{ms^2+bs+k} \qquad (8)$$

Met m = effectieve massa van de romp
b = effectieve demping van de romp
k = effectieve stijfheid van de romp

Specifieke mathematische beschrijving van de signaaltransformatie valt buiten het doel van deze thesis.

	100 N	135 N	170 N	Mean
(A) Stiffness (N/mm)				
Males	2.20 (0.68)	2.62 (0.72)	3.07 (0.97)	2.63 (0.85)
Females	2.20 (0.61)	2.91 (0.96)	3.62 (1.06)	2.91 (1.05)
Mean	2.20 (0.63)[A]	2.77 (0.85)[B]	3.36 (1.03)[C]	2.78 (0.96)

Tabel 4. Gevonden stijfheidswaarden per lading per geslacht.
De stijfheid in N/mm na de toepassing van de voorbelastingen van 100, 135 en 170 N zijn weergegeven. De stijfheid voor vrouwen en mannen is tevens getoond.

Biomechanische eigenschappen bij lage rugklachten

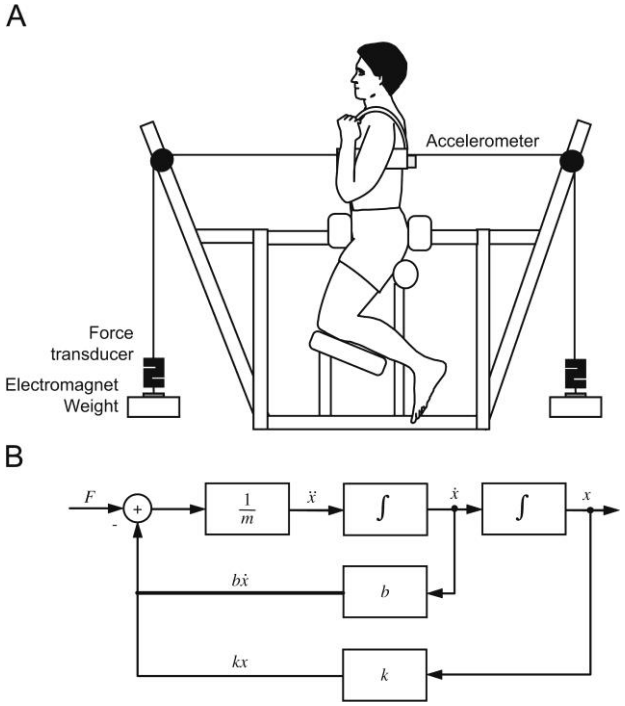
Door Hodges, Hoorn, Dawson, & Cholewicki, 2009 is bepaling van de rompstijfheid gebruikt om veranderingen in biomechanische eigenschappen te kunnen analyseren als gevolg van terugkomende lage rugpijn (*low back pain*, LBP). Hun focus is voornamelijk gericht op de verandering in stijfheids- en dempingseigenschappen van de romp. Een simpel systeem is ontworpen door biomechanische reactie van de romp op ventraal en dorsale trekkrachten met behulp van gewichten te stimuleren (afbeelding 11A). Een deelnemer van het onderzoek is in

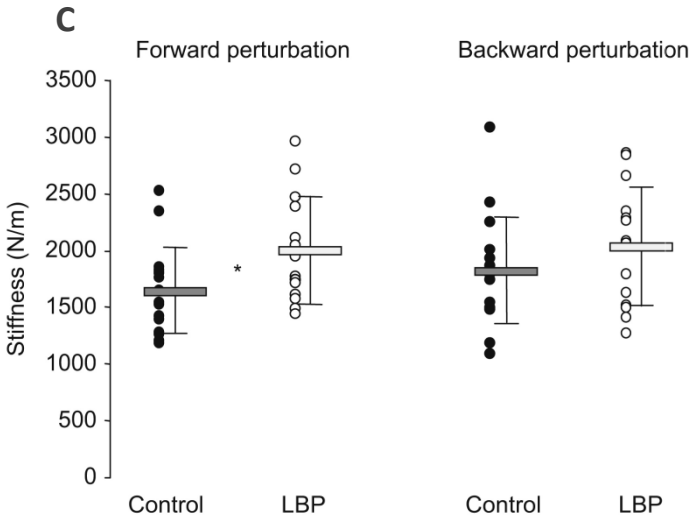
evenwicht gebracht door een harnas (aangrijpingspunt is ter hoogte van T9) met kabels via katrollen te bevestigen aan gewichten aan de weerszijden van het subject. Om het subject in balans te houden zijn de gewichten met gelijke massa's bevestigd aan elektromagneten. Om willekeurige periodes tussen de 1 en 5 seconden zijn de gewichten losgekoppeld van de elektromagneten, waarna het subject noodgedwongen de spieren aanspande om in een rechtzittende houding te blijven. Het verkrijgen van data is gedaan door het plaatsen van krachtconductoren tussen de gewichten en de romp. Bij de analyse van de reactie is uitgegaan van een lineair tweede-orde feedback-model (afbeelding 11B), waarbij de effectieve massa (M), demping (B) en stijfheid (K) van de romp als constant beschouwd zijn:

$$F(t) = M * \ddot{x}(t) + B * \dot{x}(t) + K * x(t) \qquad (9)$$

Met $F(t)$ = *resultante krachtvector op de romp*
M = *effectieve massa van de romp*
B = *effectieve demping van de romp* (Ns/m)
K = *effectieve stijfheid van de romp*
$\ddot{x}(t), \dot{x}(t), x(t)$ = *acceleratie, snelheid en positie van de romp, respectievelijk*

Acceleratie is berekend uit de gegenereerde data van de conductor bevestigd aan het gewicht dat gebonden bleef aan een elektromagneet. Specifieke mathematische beschrijving van de signaaltransformatie valt buiten het doel van deze thesis. Een toelichting voor de bepaling van betrokken variabelen is gegeven in de appendix.
Resultaten na toepassing van het model is statistisch weergegeven in afbeelding 11 (C). Het



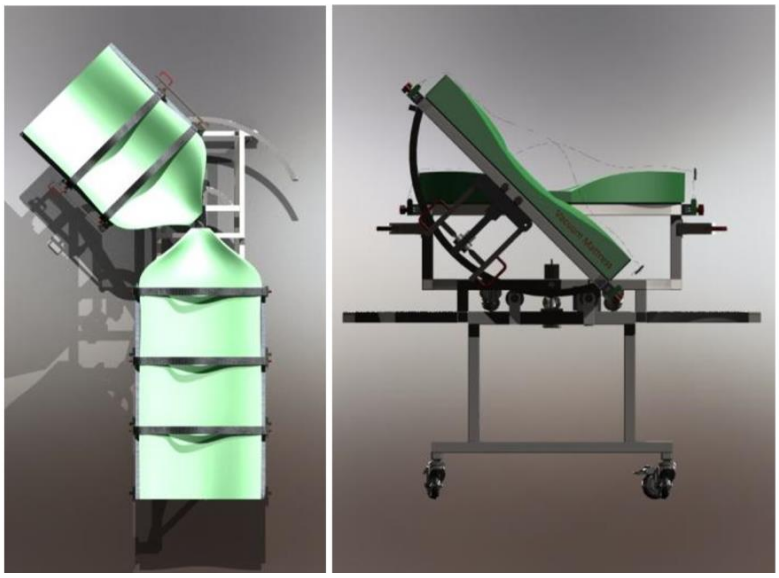


Afbeelding 11. Meetinstrument met feedback-model en meetresultaten.
(A) Meetinstrument met werkende ladingen grijpen aan op T9-wervels. De bevestiging met elektromagneten houden de deelnemer in balans. De pelvis is immobiel gemaakt door steundelen. (B) Een feedback-loop geeft een numeriek model weer welke het biomechanisch proces beschrijft van de reactie van de romp op de toegepaste lading. (C) Individuele data, gemiddelden en standaarddeviaties voor de rompstijfheid van controlegroep en LBP-groep bij voorwaartse en achterwaartse verstoring zijn getoond in deze grafiek. (Hodges et al., 2009)

blijkt dat de gemiddelde stijfheid bij de loskoppeling van het achterste gewicht (voorwaartse ontregeling) voor de controlegroep 1641 N/m en voor mensen met LBP 1997 N/m is. Loskoppeling van het voorste gewicht leidde tot een gemiddelde stijfheid van 1814 N/m voor de controle groep en 2035 N/m voor de deelnemers met LBP.

Bepalen van de rompstijfheid met het *Scolibed*

Een recent geconstrueerd instrument is ontworpen door B. Pater, 2009 met het doel de rompstijfheid te meten ten behoeve relevante data te verschaffen voor het afstellen van een non-fusie scoliose correctie apparaat. Het systeem heeft een bed-achtige vorm verdeeld in twee afzonderlijk mobiele stukken (afbeelding 12). Het subject ligt op de rug of zij met het bovenlichaam bevestigd aan een deel dat instaat is tot een zijwaartse beweging voor flexie-/extensie- en laterale buig-bewegingen. Deze beweging is gerealiseerd door rollers die zich met minimale frictie over een halfcirkelvormige stang kunnen verplaatsen. Aan het andere deel is het onderlichaam bevestigd. Wanneer het subject op de rug ligt, kan het *Scolibed* axiaal roteren, een torsie genererend. Dit gebeurt door de beweging van een mobiele halfcirkelvormige stang over vaste rollers. Het oppervlak van het bed is bedekt met een vacuüm-gezogen matras waardoor ongewilde beweging van het subject gelimiteerd wordt. Als beweging van het ene deel plaatsvindt, is beweging van het andere deel gefixeerd door een pin.



Afbeelding 12. Mogelijke standen van het *Scolibed*.
Links: zijwaartse beweging voor het meten van flexie-/extensie- of laterale buigstijfheid. Rechts: axiale rotatie voor het meten van de torsiestijfheid. (B. Pater, 2009)

De gemeten data worden door krachtsensoren verkregen en stellen de uitgeoefende kracht en bijbehorende rotatie voor (A. Sa, 2015). De deelnemers van het onderzoek zijn kinderen zonder (controlegroep) en met (studiegroep) congenitale of idiopathische scoliose tussen de 12 en 14 jaar, waarmee het binnen het leeftijdsgebied ligt van AIS (10-16 jaar) (Reamy & Slakey, 2001).
Het *Scolibed* is slechts een prototype en zal eerst op reproduceerbaarheid en herhaalbaarheid getest worden alvorens stijfheidsbepalingen van gezonde deelnemers en AIS-patiënten gaan plaatsvinden (A. Sa, 2015).

Overige aspecten van invloed

Om biomechanische beschrijving met betrekking tot de stijfheid van de humane wervelkolom af te kunnen bakenen, is het aankaarten van de invloed van persoonsgebonden aspecten van belang. Dit omvat de factoren geslacht, leeftijd, lengte en gewicht van een individu. Gezien de toepassing van deze thesis naar een scoliose correctie systeem is gericht, is kennis van de stijfheid van een scoliotische rug, specifieker de idiopathisch adolescente vorm, essentieel.

Geslacht

Moorhouse & Granata, 2005 wegen in hun onderzoek naar rompstijfheid bij lichaamsactiviteit in extensie, geslacht mee als invloed op de uitkomst in stijfheid. Hierin komt naar voren dat stijfheid niet varieert per geslacht ($p = 0.425$) en er ook geen significante interactie is van geslacht-door-voorbelasting ($p = 0.101$). Dit impliceert dat geslacht niet van invloed is op de rompstijfheid (Cox, 1984). Echter tonen Miller, Bazrgari, Nussbaum, & Madigan, 2012 aan dat dit een misinterpretatie is door verwarring door de verschillen in romp-kinetiek tussen vrouwen en mannen. Door uitsluiting van de invloed van romp-kinetische factoren is door hun het effect van geslacht op de stijfheid van de romp bepaald. Daaruit blijkt dat de intrinsieke stijfheid van de romp voor vrouwen lager is dan voor mannen. Voor mannen neemt deze tevens meer toe als er een toenemende voorbelasting op het bovenlichaam wordt uitgeoefend en de romp-hoek (de romp-hoek is de hoek tussen de lijn van de romp en een horizontale lijn loodrecht aan de pelvis (Diefenthaeler et al., 2008)) toeneemt.

Leeftijd

Weinig onderzoek is bekend over de invloed van leeftijd op de stijfheid van de romp. Een autopsie studie naar kadaversegmenten van de lumbale wervelkolom beschrijft wel andere biomechanische eigenschappen in afhankelijkheid van de leeftijd (Nachemson, Schultz, & Berkson, 1979). Hieruit blijkt dat de vervorming gestimuleerd door een specifieke constante compressie voorbelasting (400 N) in alle richtingen, flexie, extensie, laterale buiging, torsie en AP-afschuiving, afneemt bij een toename in leeftijd. In achting nemende dat de stijfheid gelijk is aan de belasting per vervorming, impliceert dit dat de stijfheid van de wervelkolom toeneemt met de leeftijd. Een verklaring voor dit verschijnsel is de degeneratie van tussenwervelschijven door veroudering van het lichaam (M. D. Brown, Holmes, Heiner, & Wehman, 2002; Zirbel, Stolworthy, Howell, & Bowden, 2013).

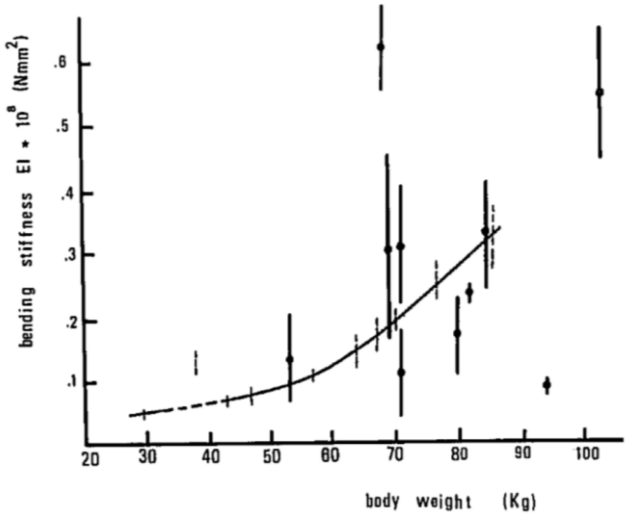
Lengte

Een ander aspect van invloed op de stijfheid van het bovenlichaam kent een geometrische oorsprong. De lengte van de wervelkolom blijkt een groot effect te hebben door de dikte van tussenwervelschijven. Maar liefst 75-86% ten opzichte van de gemiddelde de stijfheid neemt af bij een maximale tussenwervelhoogte. Een toename van 154-226% in stijfheid ten opzichte van het gemiddelde is geconstateerd bij een minimale tussenwervelhoogte. De gemiddelden zijn genomen van flexie-, extensie-, laterale buig- en axiale rotatie-stijfheden (G. J. Meijer et al., 2011a).

Gewicht

Zoals eerder genoemd, is de vorm van een afzonderlijke wervel afhankelijk van de belasting die het moet tillen (Cheng et al., 1997). Dit zou betekenen dat de massa, die het skelet van het

bovenlichaam moet tillen, dus het gewicht van een individu, invloed heeft op de geometrische vorm van de wervels en daarmee ook de stijfheid van de wervelkolom (G. J. Meijer et al., 2011a). Het blijkt dat een zwaarder persoon over het algemeen een grotere buigstijfheid heeft (afbeelding 13) (Scholten & Veldhuizen, 1986).



Afbeelding 13. De buigstijfheid ten opzichte van het lichaamsgewicht.
De buigstijfheid ($* 10^8 Nmm^2$) is grafisch uitgezet tegen het lichaamsgewicht (Kg). Dit verband is non-lineair.(Scholten & Veldhuizen, 1986)

Onderzoek naar de afhankelijkheid van de rompstijfheid in verhouding tot lichaamsgewicht heeft zich tot nog toe beperkt tot de buigbeweging.

Adolescente idiopathische scoliose

Aangezien het correctiesysteem toegepast is op een AIS-rug (Wessels, 2012), is kennis van het verschil tussen scoliotische en gezonde rompstijfheid belangrijk voor een nauwkeurige correctie afstelling (G. J. M. Meijer, 2011a). Dat er stijfheidsverschillen bestaan tussen rompen van scoliotische patiënten en gezonde personen is reeds bekend (Millner & Dickson, 1996). Dit verschil is vooral aanwezig in de stijfheid bij buigbewegingen. (Weiler, McNeice, & Medley, 1986) hebben een bepaling van de scoliotische wervelkolom-stijfheid in laterale buiging gedaan. Echter negeert het door hun gebruikte model de aanwezigheid van spieractiviteit en de thorax en is er slechts met één geometrie gewerkt (Millner & Dickson, 1996). Ghista et al., 1988 hebben met een eindig element-model de stijfheid bepaald per gebied van de wervelkolom en per scoliose-type. De stijfheid van een idiopathische scoliotische thoracale wervelkolom (T4-T12) is vastgesteld als belasting door tractie in massa per vervorming (1000 kg/cm^2). Omdat scoliose een vervorming van de ribbenkast met zich meebrengt, is betrokkenheid van de stijfheid van de thorax tevens van belang. Verschillen in stijfheid van onderdelen van de thorax, te noemen costovertebrale en costosternale gewrichten, abdomen en ribben, blijkt een significant effect te hebben op de mate van vervorming (Closkey & Schultz, 1993).

Discussie

Bij een gewenste bepaling van de rompstijfheid is het gebruik van een meetmethode *in vivo*, dat leidt tot het meest exacte resultaat, het primaire streven. Dit te bereiken, includeert het in rekenschap nemen van alle betrokken factoren: verschillende soorten stijfheden per richting van moment, locatie van relevante werveldelen/wervels, spieractiviteit, grootte van de belasting, hoeken van buiging (flexie/extensie en lateraal) en torsie en secundaire factoren (geslacht, leeftijd, lengte, gewicht en AIS). De beoordeling voor de geschiktheid van het gebruiken van een potentiële meetmethodiek is hierop gebaseerd.
Het onderzoek van McGill et al., 1994 lijkt nauwkeurig voor de kennis van de rompstijfheid, omdat stijfheden in alle verschillende richtingen verkregen zijn. Echter, het behandelen van een leeftijdsafhankelijke aandoening is niet aan de orde, eerder vinden van een verband tussen verschijnselen (stijfheid als gevolg van inhouden van de adem en dragen van een riem). Daarom is leeftijd in dit onderzoek (gem. 21 jaar) onbelangrijk beschouwd en ongelijk aan de leeftijd van de AIS-doelgroep (10-16 jaar) (Reamy & Slakey, 2001). De resultaten van de stijfheden kunnen daardoor hoger zijn uitgevallen dan die van AIS-patiënten (zie *Overige aspecten van invloed: Leeftijd*) (Nachemson et al., 1979). Daarnaast liggen de onderzochte vertebrale gebieden bij dit onderzoek lumbaal, terwijl de correctie systemen voor AIS over het algemeen aangrijpingspunten hebben in de thoracale en thoracolumbale regio (Wessels, 2012).
Een interessant onderzoek is die van Moorhouse & Granata, 2005, waarbij de spieraanspanning het beïnvloedende element is. Door het toepassen van verschillende ladingen is het effect van belasting op stijfheid bepaald. Een grote tekortkoming is echter de beperking van de buiging tot één richting, namelijk extensie. Wederom ligt de leeftijd (gem. 21.9 jaar) niet binnen het bereik van interesse.
Het experiment met het gebruik van gewichten om spierreflex te stimuleren, behelst een vergelijkbaar meetsysteem als die van het laatstgenoemde onderzoek. De stijfheid is wederom bepaald bij slechts één beweging, namelijk flexie, en de gemiddelde leeftijd ligt te hoog (gem. 24.5). Een voordeel ten opzichte van het onderzoek van Moorhouse & Granata, 2005 is dat determinatie in ontspannen toestand is gedaan. Daarnaast is de uitkomst secuurder dan die van Moorhouse & Granata, 2005, i.e. de standaarddeviaties vielen lager uit. Een nadeel echter is dat er in de modellering geen rekening is gehouden met zwaartekracht, wat de uitkomst van de gevonden stijfheid kan beïnvloeden (Hodges et al., 2009).
Gezien de twee laatstgenoemden methodes leidden tot resultaten in dezelfde orde van grootte ($\sim 2 \times 10^3\ N/m$), lijken huidige onderzoeken een stap in de gewenste richting. Desondanks komt het gebruik van een meetinstrument, die een overzicht in de drie richtingen kan geven met stijfheden per richting per hoek van buiging of torsie, het meest in de buurt van een relevante en efficiënte bepaling van de stijfheden van de romp (McGill et al., 1994). Een verbeterd meetinstrument includeert de stijfheid van de aangrijpingspunten voor correctie systemen toegespitst op de behandeling van AIS. Daarmee is van de genoemde methodes, die met het gebruik van het *Scolibed* de beste. De passieve houding die het subject aanneemt, kan van belang zijn voor de situatie van het chirurgisch inbrengen van een correctie systeem. Bij het genereren van data is het essentieel dat afbakening van de specifieke vertebrale regio's van interesse plaatsvindt (thoracaal en lumbaal). Een andere kanttekening is de invloed van spieractiviteit op de rompstijfheid (zie *vormen van stijfheid in relatie tot de wervelkolom: Buigstijfheid*). Bij verbetering van het product kan met dit gegeven rekening gehouden worden en is grondige analyse van gerelateerde onderzoeken aan te raden. Een mogelijke oplossing is het simultane

gebruik van een EMG, opgewekt door elektroden te plaatsen op de abdominale en spinale spieren (S. H. Brown & McGill, 2008).
Kortom, voor een exacte determinatie van de rompstijfheid is een systeem nodig dat de verschillende beïnvloedende factoren combineert om een resultaat te krijgen. Huidig onderzoek schiet hier in tekort. Onderzoek met behulp van het *Scolibed* kan in dit opzicht in de toekomst een uitkomst bieden. Hiertoe is eerst verfijning en het testen van het prototype nodig.

Appendix

De betrokken matrixen bij vergelijking (2) (blz. 8) zijn als volgt, de stijfheidsmatrix K, inputkrachtvector Fen outputverplaatsingsvector u. De formule voor de dempingsmatrix $[C]$ is ook gegeven met betrokken variabelen, voor het overzicht is eerst vergelijking (2) nogmaals gegeven:

$$[M]\left\{\frac{\mathrm{d}^2u}{\mathrm{d}t^2}\right\}+[C]\left\{\frac{\mathrm{d}u}{\mathrm{d}t}\right\}+[K]\{u\}=\{F\} \qquad (2)$$

$$Met\ K=\begin{bmatrix} K_{11} & K_{12} & K_{13} \\ K_{21} & K_{22} & K_{23} \\ K_{31} & K_{23} & K_{33} \end{bmatrix}, \quad F=\begin{Bmatrix} F_y \\ M_z \\ F_x \end{Bmatrix}, \quad u=\begin{Bmatrix} Y \\ \theta \\ X \end{Bmatrix}$$

$$En\ [C]=[M]\,[\phi]2\,[\zeta]\,[\Omega]\,[\phi]^{tr}\,[M]$$

Met tr = *transpositie*
$[\zeta]$ = *modale dempingsratio, afhankelijk van elke segmentvorm*
$[\Omega]$ = *vector voor de natuurlijke frequentie van vibratie*
$[M]$ = *massamatrix*

Een toelichting bij vergelijking (9) (blz. 16) is hieronder beschreven, voor het overzicht is vergelijking (9) nogmaals weergegeven:

$$F(t)=M*\ddot{x}(t)+B*\dot{x}(t)+K*x(t) \qquad (9)$$

De resultante krachtvector is berekend door de dorsaal- van de ventraal-uitgeoefende kracht af te trekken. De acceleratie verkregen van de transductor verbonden met het niet-losgelaten gewicht is geïntegreerd over de tijd om de snelheid ($\dot{x}(t)$) en verplaatsing ($x(t)$) van de romp te bepalen. Om de invloed van verstoringen op het model zoveel mogelijk uit te sluiten is de differentiaalvergelijking twee maal over de tijd geïntegreerd (Tsuji, Morasso, Goto, & Ito, 1995):

$$\int_{t_0}^{t_e}\int_{t_0}^{t_e} F(t)\mathrm{d}t^2 = Mx(t)+B\int_{t_0}^{t_e} x(t)\mathrm{d}t+K\int_{t_0}^{t_e}\int_{t_0}^{t_e} x(t)\mathrm{d}t^2$$

Referenties

Adams, M. A., & Dolan, P. (1991). A technique for quantifying the bending moment acting on the lumbar spine in vivo. *Journal of Biomechanics, 24*(2), 117-126. doi:0021-9290(91)90356-R [pii]

Baumgart, E. (2000). Stiffness--an unknown world of mechanical science? *Injury, 31 Suppl 2*, S-B14-23.

Beuerlein, M. J., Raso, V. J., Hill, D. L., Moreau, M. J., & Mahood, J. K. (2003). Changes in alignment of the scoliotic spine in response to lateral bending. *Spine, 28*(7), 693-698. doi:10.1097/01.BRS.0000051921.29087.C1 [doi]

Biscevic, M., Ljuca, F., Hamzaoglu, A., Fernandez, J., Tiric-Campara, M., Smrke, B., & Smrke, D. (2011). The posterior corrective spondylodesis - method of choice of surgical scoliosis treatment. *Medicinski Arhiv, 65*(3), 149-152.

Brown, M. D., Holmes, D. C., Heiner, A. D., & Wehman, K. F. (2002). Intraoperative measurement of lumbar spine motion segment stiffness. *Spine, 27*(9), 954-958.

Brown, S. H., & McGill, S. M. (2008). How the inherent stiffness of the in vivo human trunk varies with changing magnitudes of muscular activation. *Clinical Biomechanics (Bristol, Avon), 23*(1), 15-22. doi:S0268-0033(07)00174-X [pii]

Brown, S. H. M., & McGill, S. M. (2008). How the inherent stiffness of the in vivo human trunk varies with changing magnitudes of muscular activation. *Clinical Biomechanics, 23*(1), 15. doi: http://dx.doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2007.08.011"

Bylund, P., Jansson, E., Dahlberg, E., & Eriksson, E. (1987). Muscle fiber types in thoracic erector spinae muscles. fiber types in idiopathic and other forms of scoliosis. *Clinical Orthopaedics and Related Research, (214)*(214), 222-228.

Campbell, R. M.,Jr, Smith, M. D., Mayes, T. C., Mangos, J. A., Willey-Courand, D. B., Kose, N., . . . Surber, J. L. (2003). The characteristics of thoracic insufficiency syndrome associated with fused ribs and congenital scoliosis. *The Journal of Bone and Joint Surgery.American Volume, 85-A*(3), 399-408.

Cheng, X. G., Nicholson, P. H., Lowet, G., Boonen, S., Sun, Y., Ruegsegger, P., . . . Dequeker, J. (1997). Prevalence of trabecular microcallus formation in the vertebral body and the femoral neck. *Calcified Tissue International, 60*(5), 479-484.

Cholewicki, J., Simons, A. P. D., & Radebold, A. (2000). Effects of external trunk loads on lumbar spine stability. *Journal of Biomechanics, 33*(11), 1377. doi:http://dx.doi.org/10.1016/S0021-9290(00)00118-4"

Clemens, M. W., Evans, K. K., Mardini, S., & Arnold, P. G. (2011). Introduction to chest wall reconstruction: Anatomy and physiology of the chest and indications for chest wall reconstruction. *Seminars in Plastic Surgery, 25*(1), 5-15. doi:10.1055/s-0031-1275166 [doi]

Closkey, R. F., & Schultz, A. B. (1993). Rib cage deformities in scoliosis: Spine morphology, rib cage stiffness, and tomography imaging. *Journal of Orthopaedic Research : Official Publication of the Orthopaedic Research Society, 11*(5), 730-737. doi:10.1002/jor.1100110515 [doi]

Cox, D. R. (1984). Interaction. *International Statistical Review / Revue Internationale De Statistique, 52*(1), pp. 1-24.

Diefenthaeler, F., Carpes, F. P., Bini, R. R., Mota, C. B., Guimar\aes, A. C. S., Maria, R., & Diefenthaeler, F. (2008). Methodological proposal to evaluate sagittal trunk and spine angle in cyclists: Preliminary study. *CEP, 90690*, 200.

Fujimori, T., Iwasaki, M., Nagamoto, Y., Matsuo, Y., Ishii, T., Sugiura, T., . . . Yoshikawa, H. (2014). Kinematics of the thoracic spine in trunk lateral bending: In vivo three-dimensional analysis. *The Spine Journal : Official Journal of the North American Spine Society, 14*(9), 1991-1999. doi:10.1016/j.spinee.2013.11.054 [doi]

Ghista, D. N., Viviani, G. R., Subbaraj, K., Lozada, P. J., Srinivasan, T. M., & Barnes, G. (1988). Biomechanical basis of optimal scoliosis surgical correction. *Journal of Biomechanics, 21*(2), 77-88.

Helliwell, P. S., Smeathers, J. E., & Wright, V. (1989). Shock absorption by the spinal column in normals and in ankylosing spondylitis. *Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers.Part H, Journal of Engineering in Medicine, 203*(4), 187-190.

Hibbeler, R. C., & Fan, S. C. (2011). *Statics and mechanics of materials* Prentice Hall.

Hodges, P., Hoorn, W. v. d., Dawson, A., & Cholewicki, J. (2009). Changes in the mechanical properties of the trunk in low back pain may be associated with recurrence. *Journal of Biomechanics, 42*(1), 61. doi:http://dx.doi.org/10.1016/j.jbiomech.2008.10.001"

Hoffman, S. L., Johnson, M. B., Zou, D., & Van Dillen, L. R. (2012). Differences in end-range lumbar flexion during slumped sitting and forward bending between low back pain subgroups and genders. *Manual Therapy, 17*(2), 157-163. doi:10.1016/j.math.2011.12.007 [doi]

Homminga, J., Lehr, A. M., Meijer, G. J., Janssen, M. M., Schlosser, T. P., Verkerke, G. J., & Castelein, R. M. (2013). Posteriorly directed shear loads and disc degeneration affect the torsional stiffness of spinal motion segments: A biomechanical modeling study. *Spine, 38*(21), E1313-9. doi:10.1097/BRS.0b013e3182a0d5fa [doi]

Humzah, M. D., & Soames, R. W. (1988). Human intervertebral disc: Structure and function. *The Anatomical Record, 220*(4), 337-356. doi:10.1002/ar.1092200402 [doi]

Kapandji, I. A. (2009). *Bewegingsleer* Bohn Stafleu van Loghum.

Keller, T. S., Colloca, C. J., & Beliveau, J. G. (2002). Force-deformation response of the lumbar spine: A sagittal plane model of posteroanterior manipulation and mobilization. *Clinical Biomechanics (Bristol, Avon), 17*(3), 185-196. doi:S0268003302000037 [pii]

Keynan, O., Fisher, C. G., Vaccaro, A., Fehlings, M. G., Oner, F. C., Dietz, J., . . . Dvorak, M. (2006). Radiographic measurement parameters in thoracolumbar fractures: A systematic review and consensus statement of the spine trauma study group. *Spine, 31*(5), E156-65. doi:10.1097/01.brs.0000201261.94907.0d [doi]

Kosmopoulos, V., Lopez, J., McCain, J., & Kumar, S. (2012). In vivo passive AxialRotational stiffness of the thoracolumbar spine.

Lafon, Y., Lafage, V., Steib, J. P., Dubousset, J., & Skalli, W. (2010). In vivo distribution of spinal intervertebral stiffness based on clinical flexibility tests. *Spine, 35*(2), 186-193. doi:10.1097/BRS.0b013e3181b664b1 [doi]

Lu, D. S., Shono, Y., Oda, I., Abumi, K., & Kaneda, K. (1997). Effects of chondroitinase ABC and chymopapain on spinal motion segment biomechanics. an in vivo biomechanical, radiologic, and histologic canine study. *Spine, 22*(16), 1828-34; discussion 1834-5.

MARKOLF, K. L. (1972). Deformation of the thoracolumbar intervertebral joints in response to external loads. *The Journal of Bone \& Joint Surgery, 54*(3), 511-533.

McCarthy, R. E. (1999). Management of neuromuscular scoliosis. *The Orthopedic Clinics of North America, 30*(3), 435-49, viii.

McGill, S., Seguin, J., & Bennett, G. (1994). Passive stiffness of the lumbar torso in flexion, extension, lateral bending, and axial rotation. effect of belt wearing and breath holding. *Spine, 19*(6), 696-704.

Meijer, G. J., Homminga, J., Veldhuizen, A. G., & Verkerke, G. J. (2011a). Influence of interpersonal geometrical variation on spinal motion segment stiffness: Implications for patient-specific modeling. *Spine, 36*(14), E929-35. doi:10.1097/BRS.0b013e3181fd7f7f [doi]

Meijer, G. J., Homminga, J., Veldhuizen, A. G., & Verkerke, G. J. (2011b). Influence of interpersonal geometrical variation on spinal motion segment stiffness: Implications for patient-specific modeling. *Spine, 36*(14), E929-35. doi:10.1097/BRS.0b013e3181fd7f7f [doi]

Meijer, G. J. M. (2011a). *Development of a non-fusion scoliosis correction device : Numerical modelling of scoliosis correction*

Meijer, G. J. M. (2011b). *Development of a non-fusion scoliosis correction device : Numerical modelling of scoliosis correction*

Miller, E. M., Bazrgari, B., Nussbaum, M. A., & Madigan, M. L. (2012). EFFECTS OF GENDER, PRELOAD, AND TRUNK ANGLE ON INTRINSIC TRUNK STIFFNESS. *Journal of Musculoskeletal Research, 15*(02), 1250012. doi:10.1142/S0218957712500121

Millner, P. A., & Dickson, R. A. (1996). Idiopathic scoliosis: Biomechanics and biology. *European Spine Journal, 5*(6), 362-373. doi:10.1007/BF00301963

Moorhouse, K. M., & Granata, K. P. (2005). Trunk stiffness and dynamics during active extension exertions. *Journal of Biomechanics, 38*(10), 2000. doi:http://dx.doi.org/10.1016/j.jbiomech.2004.09.014"

Muheim, G., Donath, A., & Rossier, A. B. (1973). Serial scintigrams in the course of ectopic bone formation in paraplegic patients. *The American Journal of Roentgenology, Radium Therapy, and Nuclear Medicine, 118*(4), 865-869.

Nachemson, A. L., Schultz, A. B., & Berkson, M. H. (1979). Mechanical properties of human lumbar spine motion segments. influence of age, sex, disc level, and degeneration. *Spine, 4*(1), 1-8.

Nadeau, S., Amblard, B., Mesure, S., & Bourbonnais, D. (2003). Head and trunk stabilization strategies during forward and backward walking in healthy adults. *Gait & Posture, 18*(3), 134-142. doi:S096663620200070X [pii]

Nathan, M., & Keller, T. S. (1994). Measurement and analysis of the in vivo posteroanterior impulse response of the human thoracolumbar spine: A feasibility study. *Journal of Manipulative and Physiological Therapeutics, 17*(7), 431-441.

Park, K. (2014). Assessment of movement distribution in the lumbar spine using the instantaneous axis of rotation. *Journal of Mechanical Science and Technology, 28*(12), 5063-5067. doi:10.1007/s12206-014-1127-x

Pater, B. (2009). Design of an experimental setup to determine the stiffness of the vertebral column. *Internal report University of Twente*.

Pearcy, M. J. (1985). Stereo radiography of lumbar spine motion. *Acta Orthopaedica Scandinavica.Supplementum, 212*, 1-45.

Pearcy, M. J., & Tibrewal, S. B. (1984). Axial rotation and lateral bending in the normal lumbar spine measured by three-dimensional radiography. *Spine, 9*(6), 582-587.

Putzier, M., Strube, P., Funk, J. F., Gross, C., Monig, H. J., Perka, C., & Pruss, A. (2009). Allogenic versus autologous cancellous bone in lumbar segmental spondylodesis: A randomized prospective study. *European Spine Journal : Official Publication of the European Spine Society, the European Spinal Deformity Society, and the European Section of the Cervical Spine Research Society, 18*(5), 687-695. doi:10.1007/s00586-008-0875-7 [doi]

Reamy, B. V., & Slakey, J. B. (2001). Adolescent idiopathic scoliosis: Review and current concepts. *American Family Physician, 64*(1), 111-116.

Sa. A. (2015). The assessment of the stiffness of the trunk by the Scolibed: a pilot study. *Scolibed*.

Scholten, P. J., & Veldhuizen, A. G. (1986). The bending stiffness of the trunk. *Spine, 11*(5), 463-467.

Sharan, A. D., Tang, S. Y., & Vaccaro, A. R. (2013). *Basic science of spinal diseases* Jaypee Brothers, Medical Publishers.

Shin, J. H., Wang, S., Yao, Q., Wood, K. B., & Li, G. (2013a). Investigation of coupled bending of the lumbar spine during dynamic axial rotation of the body. *European Spine Journal : Official Publication of the European Spine Society, the European Spinal Deformity Society, and the European Section of the Cervical Spine Research Society, 22*(12), 2671-2677. doi:10.1007/s00586-013-2777-6 [doi]

Shin, J. H., Wang, S., Yao, Q., Wood, K. B., & Li, G. (2013b). Investigation of coupled bending of the lumbar spine during dynamic axial rotation of the body. *European Spine Journal : Official Publication of the European Spine Society, the European Spinal Deformity Society, and the European Section of the Cervical Spine Research Society, 22*(12), 2671-2677. doi:10.1007/s00586-013-2777-6 [doi]

Stamos-Papastamos, N., Petty, N. J., & Williams, J. M. (2011). Changes in bending stiffness and lumbar spine range of movement following lumbar mobilization and manipulation. *Journal of Manipulative and Physiological Therapeutics, 34*(1), 46. doi:http://dx.doi.org/10.1016/j.jmpt.2010.11.006"

Trobisch, P., Suess, O., & Schwab, F. (2010). Idiopathic scoliosis. *Deutsches Arzteblatt International, 107*(49), 875-83; quiz 884. doi:10.3238/arztebl.2010.0875 [doi]

Tsuji, T., Morasso, P., Goto, K., & Ito, K. (1995). Human hand impedance characteristics during maintained posture. *Biological Cybernetics, 72*(6), 475-485. doi:10.1007/BF00199890

Weiler, P. J., McNeice, G. M., & Medley, J. B. (1986). An experimental study of the buckling behavior of L-rod implants used in the surgical treatment of scoliosis. *Spine, 11*(10), 992-998.

Weinstein, S. L., Zavala, D. C., & Ponseti, I. V. (1981). Idiopathic scoliosis: Long-term follow-up and prognosis in untreated patients. *The Journal of Bone and Joint Surgery.American Volume, 63*(5), 702-712.

Weiss, H. R., & Goodall, D. (2008). Rate of complications in scoliosis surgery - a systematic review of the pub med literature. *Scoliosis, 3*, 9-7161-3-9. doi:10.1186/1748-7161-3-9 [doi]

Wessels, d. i. M. (2012). *Development of a non-fusion scoliosis correction device : Designing and testing*

White, A. A., & Panjabi, M. M. (1978). *Clinical biomechanics of the spine* Lippincott.

Wynne-Davies, R. (1968). Familial (idiopathic) scoliosis. A family survey. *The Journal of Bone and Joint Surgery.British Volume, 50*(1), 24-30.

Yang, J. Y., Song, H. S., Lee, M., Bohlman, H. H., & Riew, K. D. (2009). Adjacent level ossification development after anterior cervical fusion without plate fixation. *Spine, 34*(1), 30-33. doi:10.1097/BRS.0b013e318190d833 [doi]

Zirbel, S. A., Stolworthy, D. K., Howell, L. L., & Bowden, A. E. (2013). Intervertebral disc degeneration alters lumbar spine segmental stiffness in all modes of loading under a compressive follower load. *The Spine Journal : Official Journal of the North American Spine Society, 13*(9), 1134-1147. doi:10.1016/j.spinee.2013.02.010 [doi]