

Rugklachten, Type I

Humane Ergonomie
Een Behavioral Approach Fysiek
Deel I, Evidence Base

Preventie is de Essentie



Eerst ZelfZorg dan Therapie

Stimuleren van
Zelfredzaamheid & Zelfwerkzaamheid
in de werk- en thuissituatie



Perfect in Preventie

STEP België | www.step-belgie.com **STEP Nederland** | www.step.nl

Jan van Rijswijklaan 290. B-2020 Antwerpen
T 03-2480457 E info@step-belgie.com

Deldenerstraat 47 7551 AB Hengelo
T 074 2502828 F 074 2500470 E step@step.nl

Rugklachten, Humane Ergonomie, een Behavioral Approach Fysiek, deel I

Bert Bruggeman en Henk Jan Kooke

Een wetenschappelijk verantwoorde ZelfZorg aanpak van rugklachten door flexie activiteiten

Humane Ergonomie

Met Humane Ergonomie geven we de mens handvatten om zelf met veilig lichaamsgebruik fysieke overbelasting te voorkomen, op het werk en thuis. In de huidige technische ergonomie ligt het accent op gebruiksvriendelijke producten en mensvriendelijke processen, "fit the task to the person". Er zou meer aandacht moeten komen voor aanpassing van de mens bij het uitvoeren van de taak, "changing the person to fit the task" zoals McGill zegt (2). McGill pleit ook voor een combinatie van Humane en Technische Ergonomie om het probleem rugklachten beter te kunnen tackelen. Meer aandacht voor Humane Ergonomie is in Nederland ook hard nodig gezien de negatieve invloed die uitgaat van recente publikaties die bij tillen het "laissez fair" standpunt huldigen en daarmee de Humane Ergonomie - het aanleren van echt veilig ruggebruik - ernstig en onverantwoord ondermijnen (8 t/m 12). Deze boeken- en bureauwijsheid van de heren wetenschappers houdt de "stille epidemie van rugklachten (7)" alleen maar meer in stand en behoeft dringend wetenschappelijke correctie uit de praktijk.

Een Behavioral Approach Fysiek

De titel doet menigeen waarschijnlijk direct denken aan graded activity en/of graded exposure, (para)medische interventierichtingen waar een meer psychologische benadering centraal staat. Dat is echter niet het geval. In dit artikel zullen wij een benadering bespreken die fysiek gedragsmatig van aard is. De Behavioral Approach Fysiek (BAF) benadering bij rugklachten lijkt zeker zo nodig als de psychologische gedragsmatige aanpak, die heden ten dage veel te veel nadruk krijgt (1, 2). De BAF benadering is ook bedoeld om een aanvulling te zijn op een meer lichaamsgerichte en afhankelijk makende therapeutische benadering van de huidige (para)medische wereld die uitgaat van structuurdiagnoses. Bij de BAF neemt een activiteitendiagnose (welke activiteiten provoceren en welke niet) de belangrijkste plaats in, op basis van deze

activiteitendiagnose wordt een beleid Humane Ergonomie ingesteld, waarmee wordt getracht provocerende activiteiten zo veel mogelijk te voorkomen.

De Humane Ergonomie benadering is een primair- en secundair preventieve, op zelfredzaamheid gerichte benadering die op veel aandoeningen van het bewegingsapparaat van toepassing is. In dit artikel bespreken we alleen het Humane Ergonomie beleid bij rugklachten type I, dat zijn specifieke rugklachten die ontstaan zijn en verergeren door flexie activiteiten (bukken, tillen, zitten, opstaan uit zit, sit-ups, aankleden) en waarbij extensie activiteiten (lopen, staan, zitten met gestrekte benen in één lijn met de romp) reducerend zijn.

Aspecifieke rugklachten zijn meestal wel activiteitenspecifiek

In 1987 publiceerde the Quebec Task Force een diagnoseclassificatie bij activity related spinal disorders (3) zonder overigens duidelijk te wijzen op het belang van een nadere specificering van de provocerende en reducerende activiteiten en zonder het advies het beleid hier op af te stemmen. Het maken van een onderscheid naar provocerende en reducerende activiteiten bij aspecifieke rugklachten en het beleid hierop afstemmen werd door ons in 1993 al beschreven (4). Ook gaven wij hier aan hoe normaal het is om bij degeneratieve rugklachten de activiteiten te specificeren die provocerend en reducerend zijn, zonder dat hier overigens consequent een conservatief beleid op wordt ingesteld. Bij niet degeneratieve klachten is dat veel minder het geval. Sikorsky is een van de eersten die dit in 1985 al aangaf, een flexie en extensie activiteitenspecificatie en een hierop ingesteld beleid (5). Wij brengen dit met het beleid Humane Ergonomie sinds die tijd consequent in de praktijk.

Tegenwoordig zijn er meer pleitbezorgers van een nadere provocerende en reducerende activiteiten specificatie bij rugklachten(6). Dat er dringend behoefte is aan differentiatie bij aspecifieke rugklachten werd onlangs nog hartgrondig bepleit door Prof Dr. Maarten van Kleef in een persbericht van de EUROPEAN WEEK AGAINST PAIN, waarin hij stelt dat de categorisering van 95% van rugklachten als aspecifiek zeer onbevredigend en onwetenschappelijk is (7).

2. Humane Ergonomie, evidence based

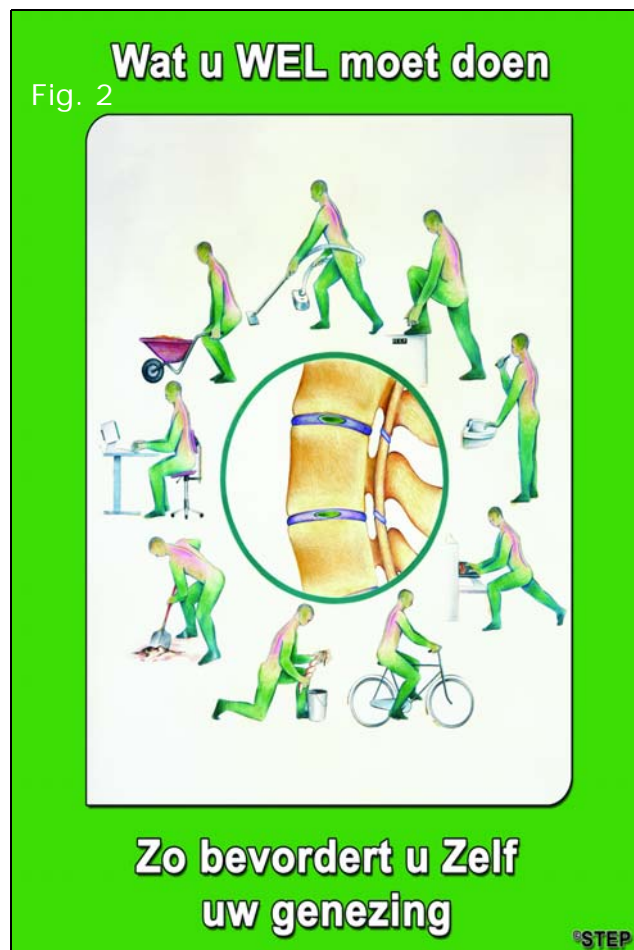
2.1. Mc Gill, voorkom maximale flexiebelasting

Het STEP beleid Humane Ergonomie bij aspecifieke rugklachten die ontstaan zijn en verergeren door flexieactiviteiten (Fig. 1 en 2) wordt al een twintigtal jaren door ons bepleit (13, 14) en vindt recentelijk gerenommeerde steun bij McGill (1, 2). McGill, niet alleen een boeken- en bureauwetenschapper, geeft in het artikel "Linking latest knowledge of injury mechanisms and spine function to the prevention of low back disorders" de volgende richtlijnen aan voor de primaire- en secundaire preventie van rugklachten:

1. Hanteer een evidence based strategie die gebaseerd is op de neutrale stand van de LWK. Buig de romp meer vanuit de heup dan vanuit de rug;
2. Voorkom repeterende maximale flexie;
3. Voorkom langdurige flexiehoudingen;
4. Voorkom kortdurende flexiehoudingen bij zware belastingen, vooral s' ochtends;
5. Voorkom asymmetrische flexiebelastingen;
6. Zorg voor een goede biomechanische "envelope of exposure", zorg voor veilige en gezonde belastingen, niet te weinig en niet te veel. Geen enkel medicijn of therapie kan slagen zonder de dagelijkse overbelasting weg te halen, die het herstel in de weg staat;
7. Ergonomische hulpmiddelen zijn belangrijk, maar vaak niet bij de hand. Een betere scholing van werknemers en technieken om gedragsverandering te bewerkstelligen zijn nodig. Persoonlijk veilig ruggebruik, waarmee overbelasting kan worden voorkomen is de enige weg voor preventie en interventie.

Wij zijn het hier 100% mee eens en zijn ervan overtuigd dat hiermee een perfecte primaire en directe secundaire preventie van rugklachten kan worden gerealiseerd die de pandemie van rugklachten tot staan kan brengen. Recentelijk (maart 2013) werd de evidence van dit beleid voor primaire preventie ondersteund door een publicatie van J. Sunu in Spine die al eerder de secundaire preventieve waarde van dit beleid van evidence voorzag (51 en 52).

2.2. Meer evidence voor het voorkomen van maximale flexie



Rugklachten, type I. Nieuwe Wegen, Eerst ZelfZorg dan Therapie

Ook in tal van andere wetenschappelijke onderzoeken wordt gewezen op het gevaar van maximale flexie met en zonder rotatie (15 t/m 21).

Het belang van het voorkomen van maximale flexie belasting tijdens het natuurlijk herstel van rugklachten door flexiebelasting wordt extra benadrukt door de volgende feiten:

1. Richting de maximale LWK flexie loopt de buigbelasting exponentieel op. Adams, McNally en Dolan geven aan dat boven de 75% van de maximale LWK flexie hoge buigbelastingen optreden (22) en dat de buigbelasting met 75% oploopt als de rug zich van 85% naar 95% van de maximale buiging beweegt (23).
2. Bij veel voorkomende ADL handelingen wordt maximale flexie bereikt (24), (Fig. 3 en 11).
3. Na langer aangehouden flexiehoudingen (buk- en zithoudingen) treedt creep, verminderde reflexactiviteit en vermoeidheid van de rugspieren op, die na de flexiehouding nog minuten lang aanhoudt, waardoor de buigbelasting nog exponentiël kan oplopen bij hernieuwde maximale flexie (25, 26 en 27).
4. Bij bukken met gestrekte knieën is er 45% van de tijd bij de buk- en opkombeweging meer dan 90% LWK flexie met maximale flexierelaxatie (28) en wordt de hoogste buigbelasting alleen door de passieve structuren gedragen (Fig. 4).
5. Tijdens een buk-en opkombeweging is er 25% van de tijd maximale LWK flexie met flexierelaxatie, 10% van de tijd bij het bukken en 15% van de tijd bij het opkomen. Dit betekent dus dat gedurende 25% van de tijd de maximale buigbelasting alleen door passieve structuren wordt gedragen (Fig. 5).

Kortom alle reden om belastingen richting maximale flexie te voorkomen ter primaire preventie van rugklachten en ter secundaire preventie bij bestaande rugklachten tijdens het natuurlijk herstelproces.

2.3. Evidence voor het voorkomen van maximale flexie met GewichtHeffersTechnieken (GHT)



Fig. 3. De maximale LWK buiging wordt bij allerhande ADL handelingen bereikt.

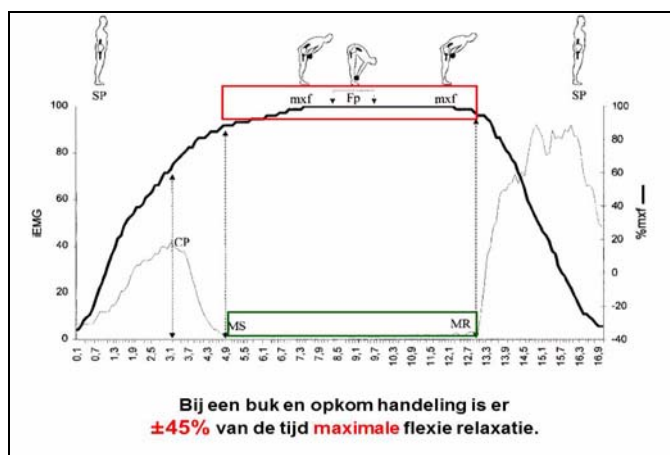


Fig. 4. Flexierelaxatie en 90% van de maximale LWK flexie is er 45% van de buk- en opkومتijd. SP = Starting Position, CP = Critical Point, punt van daling EMG, MS = Myoelectrical Silence, MR = Myoelectrical Resumption, mxmf = maximum LWK flexion, Fp = flexed position, 1 sec.

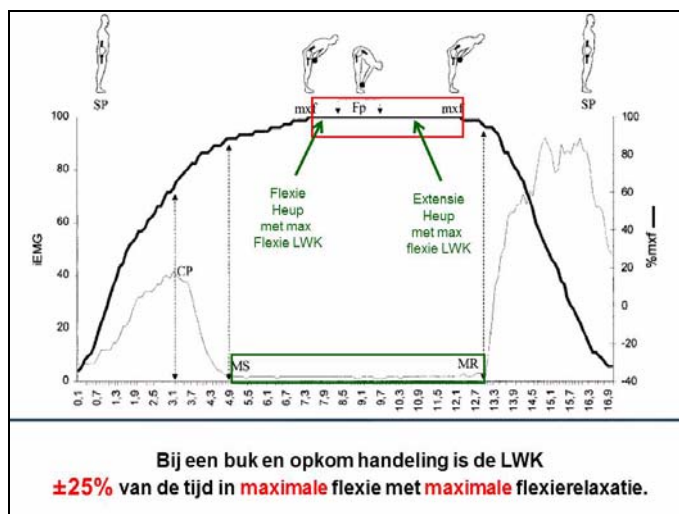


Fig. 5. Flexierelaxatie en 100% van de maximale LWK flexie is er gedurende 25% van de buk- en opkومتijd. Het eind van de buk-beweging en het begin van de opkومتbeweging zijn alleen heupbeweging (groene pijlen) met de LWK in maximale flexie.

Rugklachten, type I. Nieuwe Wegen, Eerst ZelfZorg dan Therapie

Een belangrijk aspect van het beleid Humane Ergonomie is het aanleren van veilig ruggebruik met de GHT, die volledig evidence based zijn.

Piekcompressie- en piekbuigbelasting bij tillen bij de handvatten

Met wetenschappelijk onderzoek in 2008 aan de vrije universiteit van Amsterdam door Faber en Kingma is vastgesteld dat de compressiebelasting bij GHT I (WLT, WeightLiftersTechnique) significant minder is dan bij Stoop (bol bukken) en Squat (hurktechniek) bij het tillen van een krat en een brede kist (Fig. 6). Kingma e.a. publiceerden over de brede kist in Ergonomics (29). Een ander interessant gegeven uit het onderzoek naar tillen bij de handvatten is dat de piekbuigbelasting bij GHT significant minder is dan bij Stoop en Squat bij het tillen van een breed voorwerp (Fig. 7, rechts). Bij een kratje is dit alleen het geval t.o.v. Stoop (Fig. 7, links).

Piekcompressie- en piekbuigbelasting bij het tillen onderaan het voorwerp

Uit voornoemde onderzoek blijkt ook dat bij onderaan het voorwerp tillen de piekcompressiebelasting significant minder is bij Stoop en GHT t.o.v. Squat bij een breed voorwerp (Fig. 8, rechts). Bij een krat is er geen verschil tussen de tiltechnieken. Met betrekking tot de piekbuigbelasting is er bij het tillen van een krat onderaan een significant verschil van GHT en Squat t.o.v. Stoop (Fig. 9, links) en van GHT t.o.v. Stoop en Squat bij het tillen van een breed voorwerp onderaan (Fig. 9, rechts).

GHT hebben dus significante voordelen t.o.v. Stoop en Squat, m.b.t. piekcompressie- en buigbelasting. De uitspraken "het maakt niet uit hoe je tilt", "hef tilcursussen op" van gerenommeerde Nederlandse wetenschappers (9 t/m 12) blijken niet erg genuanceerd, niet met het oog op de piekcompressiebelasting en helemaal niet met het oog op de interne buigbelasting bij kyfotisch ruggebruik, die door hen overigens geheel wordt genegeerd.

Internationale wetenschappers

Internationale wetenschappers hebben daarentegen wel een open oog voor het gevaar van kyfotische LWK belasting (15 t/m 21, 30 t/m 36). Een positie met matige flexie, die maximale flexie voorkomt wordt aangegeven door Adams en Arjmand (22, 37). GHT I voldoet hieraan. GHT I blijft meer dan

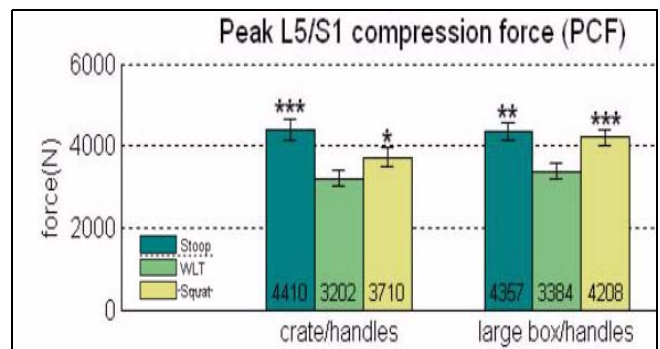


Fig. 6. Tillen bij de handvatten: bij een krat is er met GHT $\pm 25\%$ en $\pm 15\%$ minder piekcompressiebelasting t.o.v. resp. Stoop en Squat. Bij een brede kist is er met GHT resp $\pm 23\%$ en $\pm 20\%$ minder piekcompressiebelasting.

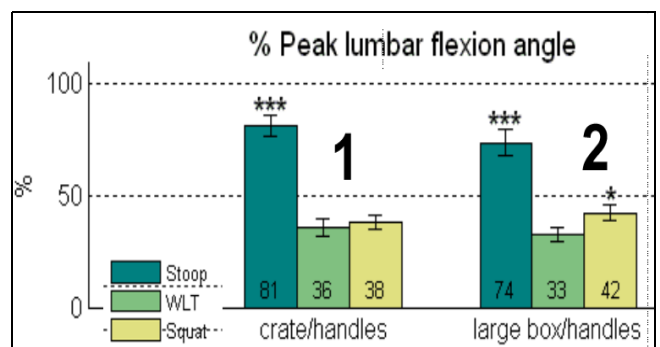


Fig. 7. Tillen bij de handvatten: bij een krat is er met GHT $\pm 55\%$ minder piekbuigbelasting t.o.v. Stoop, t.o.v. Squat is er geen verschil. Bij een brede kist is er met GHT t.o.v. Stoop en Squat resp. $\pm 55\%$ en $\pm 20\%$ minder piekbuigbelasting.

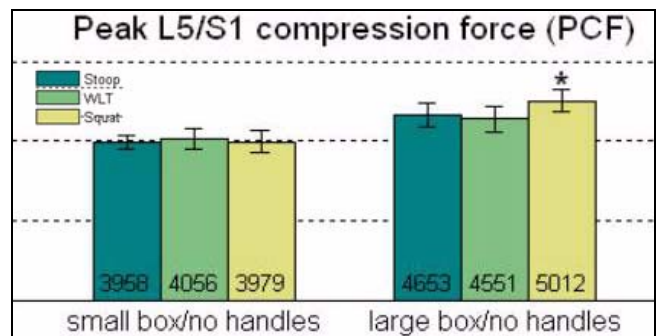


Fig. 8. Tillen onderaan het voorwerp: bij een krat is er geen significant verschil in piekcompressiebelasting tussen de 3 tiltechnieken. Bij een brede kist is er met GHT en Stoop $\pm 10\%$ minder piekcompressiebelasting t.o.v. Squat.

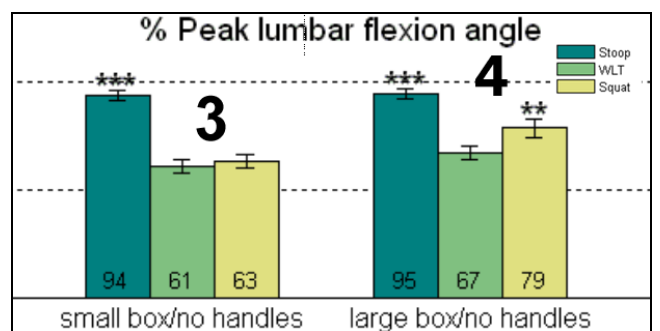


Fig. 9. Tillen onderaan: bij een krat is er met GHT 35% minder piekbuigbelasting t.o.v. Stoop, t.o.v. Squat is er geen verschil. Bij een brede kist is dat $\pm 30\%$ en $\pm 15\%$ minder piekbuigbelasting t.o.v. resp. Stoop en Squat.

Rugklachten, type I. Nieuwe Wegen, Eerst ZelfZorg dan Therapie

30% van de maximale flexie verwijderd, ook bij laag bij de grond tillen, 39% bij het laag bij de grond tillen van een krat (Fig. 9, links) en 33% bij het laag bij de grond tillen van een brede kist (Fig. 9, rechts). Pleitbezorgers van GHT zijn er ook te vinden in de wetenschappelijke literatuur (38 t/m 41), tot brede acceptatie heeft dit nog niet geleid, de massale indoctrinatie met hurktechnieken was waarschijnlijk nog te groot.

GHT II en III

Andere GHT technieken die door ons worden gebruikt ter vermijding van kyfotisch ruggebruik zijn GHT II en III (Fig. 10). Ook McGill beschrijft GHT I, II en III als technieken die maximale flexie voorkomen (2). Door het naar achteren plaatsen van een been bij GHT II en III wordt maximale flexie van de LWK nog beter tegengegaan als bij GHT I. GHT II en III blijven, net als GHT I, tenminste 30% van de maximale LWK flexie verwijderd. Met de BodyGuard kan dit goed gemeten worden (Fig. 12). De BodyGuard is een op de LWK geplaatste sensordraad (Fig. 13) die bij uitrekking een elektrisch signaal produceert. De mate van uitrekking en de tijd van de uitrekking worden in een grafiek aangegeven. Met de BodyGuard kan men gedurende langere tijd het bewegingsgedrag van de rug betrouwbaar meten (42, 43) en een alarmsignaal laten geven bij ongewenste standen van de onderrug.

2.4. Meer evidence aspecten bij GHT

GHT zijn onverbreekelijk verbonden met de aspecten **V**erbinden, **A**fsteunen **K**antelen en **D**ichtbij (**VAKD**). Bij het aanleren van GHT



Fig. 13. De BodyGuard, bij 1 de sensordraad. Onder de meet-, alarm- en opslagunit.



Fig. 10. De drie GHT, I, II en III.

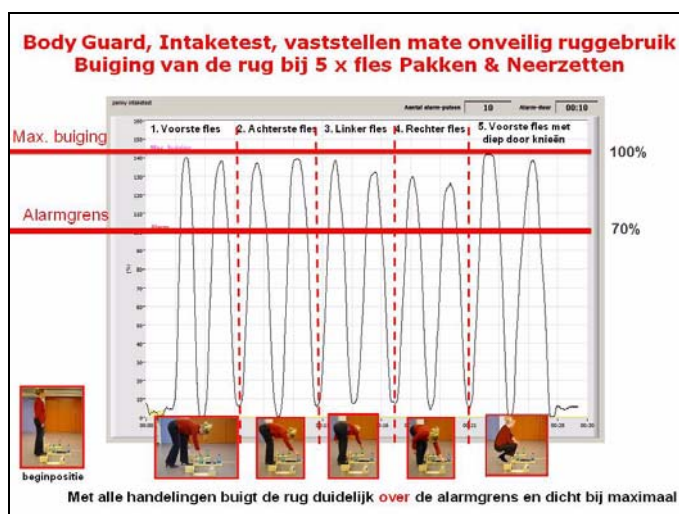


Fig. 11. Met de BodyGuard kan de flexiestand van de LWK worden gemeten tijdens buk- en tilhandelingen. Bij een aantal standaard handelingen wordt bij kyfotisch ruggebruik bijna steeds de maximale LWK buiging bereikt.

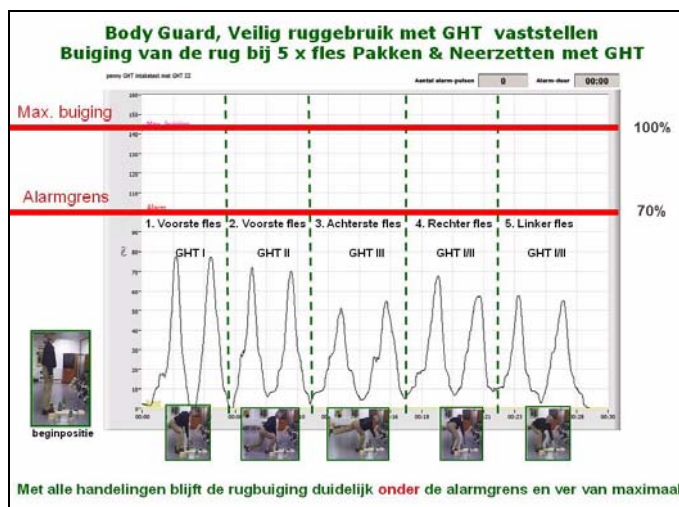


Fig. 12. Met GHT I, II en III blijft de LWK bij dezelfde standaardhandelingen steeds voldoende van de maximale buiging verwijderd.

Rugklachten, type I. Nieuwe Wegen, Eerst ZelfZorg dan Therapie

worden deze aspecten altijd uitdrukkelijk meegenomen in het leerproces.

Verbinden (Fig. 14)

Asymmetrische belasting in flexie is de grootste risicofactor voor rugklachten (15, 19 t/m 21). Verbinden van GHT I naar GHT II naar GHT III met draaien op de voeten voorkomt dat de LWK asymmetrisch wordt belast (44).

Afsteunen (Fig. 15, 16 en 17)

Met het STEP/VU onderzoek (45) is vastgesteld dat bij het optillen van een kratje met afsteunen (Fig. 15 links) de piekcompressiebelasting met GHT t.o.v. Stoop en Squat resp. $\pm 35\%$ en $\pm 20\%$ minder is en de piekbuigbelasting bij GHT t.o.v. Stoop en Squat resp. $\pm 50\%$ en $\pm 30\%$ minder is. Verder is vastgesteld dat bij het tillen van 25 kg. het afsteunen bij GHT (Fig. 15, rechts) de piekcompressiebelasting met $\pm 25\%$ verminderd (46) en bij de vrije techniek niets.

Kantelen (Fig. 18, 19, 20, 21 en 22)

Kleine kist: Met het STEP/VU onderzoek is vastgesteld dat kantelen alleen bij GHT de piekcompressiebelasting met $\pm 20\%$



Fig. 14. Verbinden door draaien op de voeten

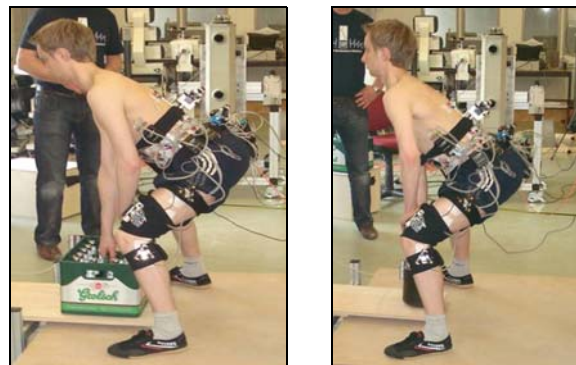


Fig. 15. Afsteunen bij GHT I. Links met kratje rechts met 25 kg.

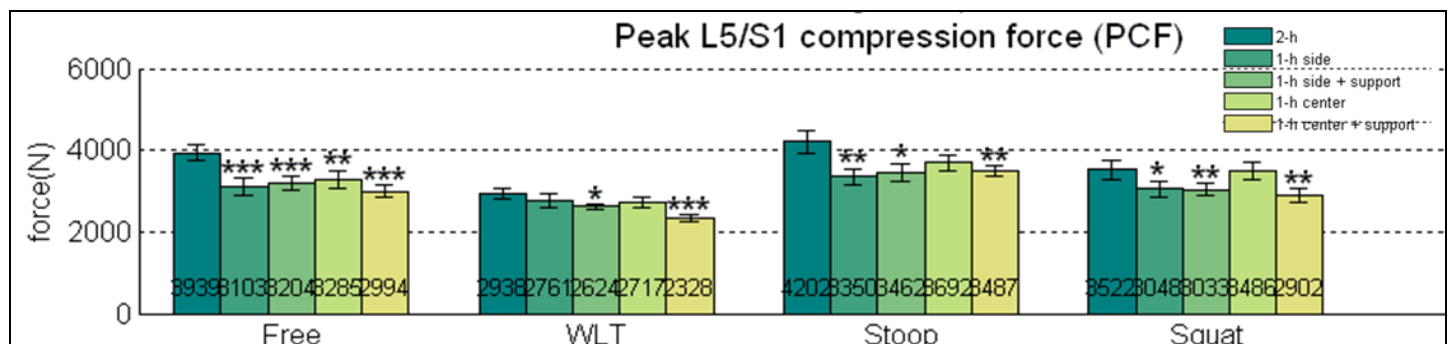


Fig. 16. Een kratje oppakken met 2 handen (2h), 1 hand aan de zijkant (1-h side), 1 hand aan de zijkant en steunen (1-h side + support), 1 hand in het centrum (1-h center) en 1 hand in het centrum en steunen (1-h center + support). De piekcompressiebelasting is bij GHT steeds het laagst en bij GHT 1-h center + support het allerlaagst, $\pm 35\%$ minder dan bij Stoop en $\pm 20\%$ minder dan met Squat.

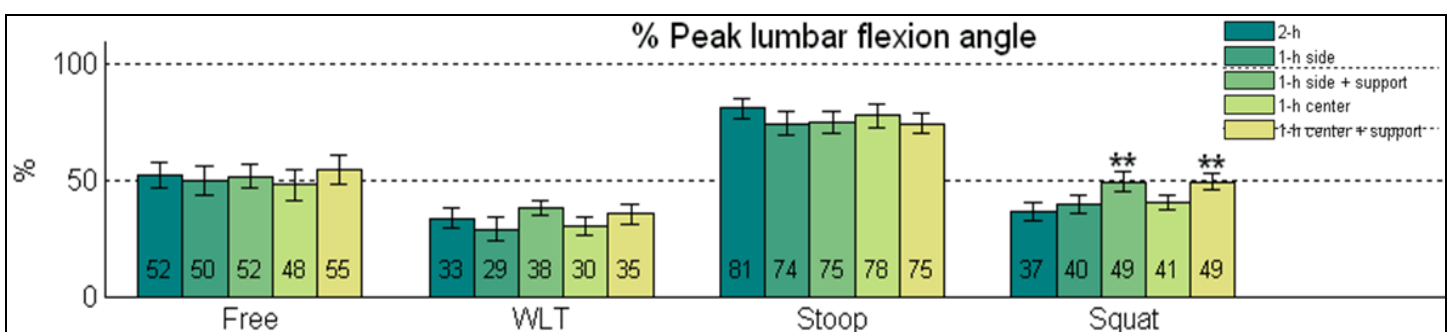


Fig. 17. Een kratje oppakken met 2 handen (2h), 1 hand aan de zijkant (1-h side), 1 hand aan de zijkant en steunen (1-h side + support), 1 hand in het centrum (1-h center) en 1 hand in het centrum en steunen (1-h center + support). De piekbuigbelasting is bij GHT steeds het laagst en bij GHT 1-h center + support $\pm 50\%$ minder dan bij Stoop en $\pm 30\%$ minder dan met Squat.

Rugklachten, type I. Nieuwe Wegen, Eerst ZelfZorg dan Therapie

vermindert en minder maakt dan met Free, Stoop of Squat, resp. 20%, 20% en 10% (Fig. 18 en 19). De piekbuigbelasting door kantelen is bij alle technieken, behalve bij Free, met $\pm 15\%$ verminderd. Bij GHT en Squat is de piekbuigbelasting 40% lager dan bij Stoop en 25% lager dan bij Free (Fig. 20).

Grote kist: Kantelen verlaagt bij GHT met 20% de piekcompressiebelasting het meest tot $\pm 20\%$ minder dan met Free, Stoop of Squat (Fig. 21). De piekbuigbelasting wordt door kantelen bij Free en Stoop met $\pm 15\%$ verminderd en met 20% bij GHT en Squat. Bij GHT en kantelen is de piekbuigbelasting het laagst, resp. $\pm 25\%$, $\pm 40\%$ en $\pm 15\%$ minder dan met Free, Stoop en Squat (Fig. 22).

Dichtbij (Fig. 23)

Met het STEP/VU onderzoek is vastgesteld dat GHT de last $\pm 20\%$ dichterbij brengt in vergelijking met Stoop en Squat (47).

2.5. Humane Ergonomie en de evidence van het orthopedische basisprincipe

Het orthopedische basisprincipe "bij overbelasting is er een val in belastbaarheid

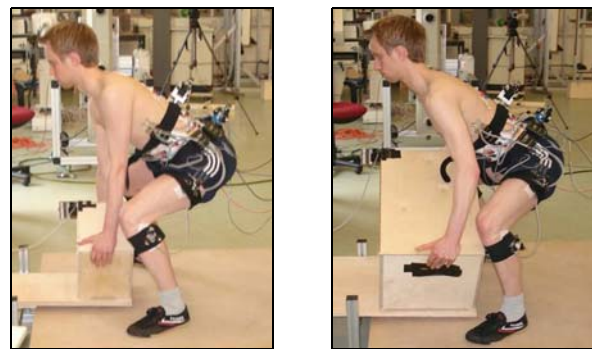


Fig. 18. Kantelen bij GHT I, links bij kleine kist, rechts bij grote kist.

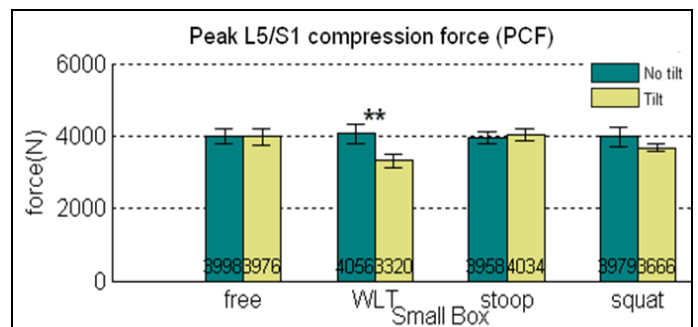


Fig. 19. Kantelen bij een kleine kist maakt alleen bij GHT (WLT) de piekcompressiebelasting $\pm 20\%$ minder. Met kantelen is de piekcompressiebelasting bij GHT $\pm 20\%$ minder dan bij Free en Stoop en $\pm 10\%$ bij Squat.

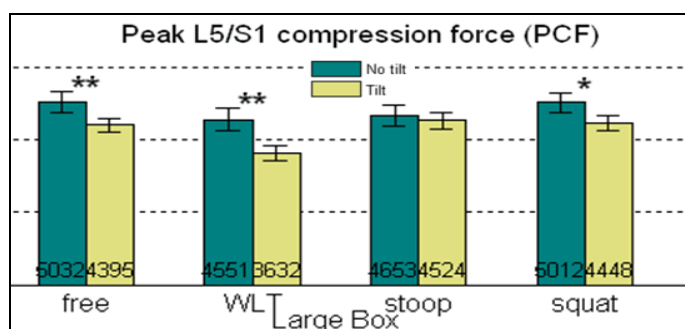


Fig. 21. Kantelen bij een grote kist maakt bij GHT (WLT) de piekcompressiebelasting het meest ($\pm 20\%$) minder. Met kantelen is de piekcompressiebelasting bij GHT $\pm 20\%$ minder dan bij Free, Stoop en Squat.

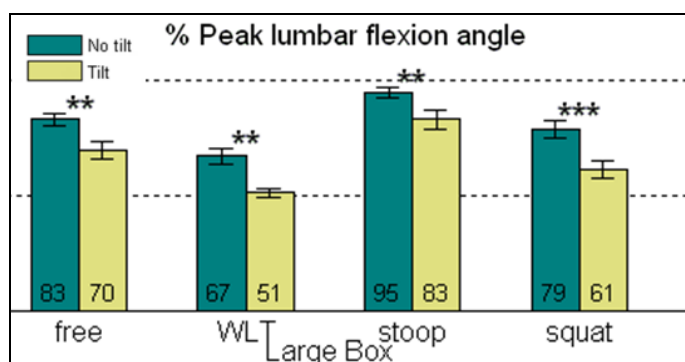


Fig. 22. Kantelen bij een grote kist maakt bij alle technieken de piekbuigbelasting minder, $\pm 15\%$ bij Free en Stoop en $\pm 20\%$ bij GHT en Squat. Bij GHT en kantelen is de buigbelasting het laagst, resp. $\pm 25\%$, $\pm 40\%$ en $\pm 15\%$ minder dan met Free, Stoop en Squat.

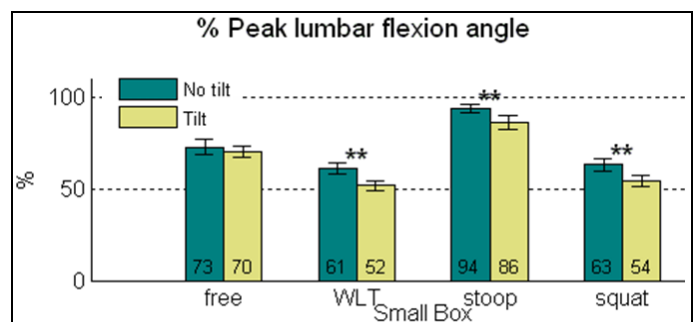


Fig. 20. Kantelen bij een kleine kist maakt bij alle technieken behalve Free de piekbuigbelasting minder, $\pm 10\%$ bij Stoop en $\pm 15\%$ bij GHT en Squat. Bij GHT en Squat is de buigbelasting het laagst met en zonder kantelen.

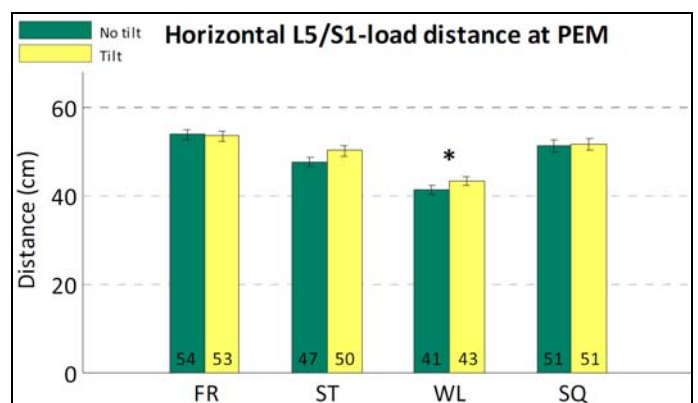


Fig. 23. Met GHT I kom je dichterbij de last.

Rugklachten, type I. Nieuwe Wegen, Eerst ZelfZorg dan Therapie

en voorkom juist dan overbelasting tijdens het natuurlijk herstelproces" is het basisprincipe van Humane Ergonomie (Fig. 24 en 25). In het boek orthopedie (48) wordt dit bij een tiental aandoeningen bepleit en ook bij rugklachten, al dan niet stenotisch van aard, wordt dit in het hoofdstuk wervelkolomaandoeningen uitdrukkelijk aangegeven door de orthopedisch chirurg A.J. Verbout. Dit principe werd ook goed beschreven bij surmenage letsels door de orthopedisch chirurg Hermans (49). Recentelijk werd dit nog eens uitdrukkelijk door de Amerikaanse orthopedisch chirurg Dye (50) bepleit bij aandoeningen van het bewegingsapparaat in het algemeen, met de duidelijke, expliciete toevoeging op te passen met gewone ADL belastingen die nu bij verlaagde belastbaarheid overbelastend zijn geworden (Fig. 24 en 25). Ook McGill pleit voor het afstemmen van de belasting op de belastbaarheid, voor een veilige envelope of exposure, niet te veel en niet te weinig belasting tijdens het herstelproces (1).

STEP hanteert het orthopedische basisprincipe consequent, niet alleen bij rugklachten maar bij alle belastingsafhankelijke aandoeningen van het bewegingsapparaat. Om dit principe vanaf dag 1 te kunnen realiseren, hanteert STEP het 100% evidence based beleid Humane Ergonomie.

Het STEP beleid Humane Ergonomie bij rugklachten en bij aandoeningen van het bewegingsapparaat in het algemeen, is gebaseerd op de richtlijnen van R.L. Swezey (51). Swezey legt de nadruk op voorlichting, ZelfZorg, thuistherapie en hulpmiddelen om overbelasting te voorkomen. STEP is zich vanaf de zeventiger jaren in zelfredzaamheid en zelfwerkzaamheid gaan specialiseren.

Het beleid Humane Ergonomie bestaat uit 5 hoofdcomponenten:

1. Objectivering status en resultaat;
2. Voorlichting over (on)veilig ruggedrag, thuistherapie en thuis training;
3. Scholing in veilig ruggedrag;
4. Inzet van gedragshulpmiddelen om veilig ruggedrag direct te realiseren en aan te leren alsmede het natuurlijk herstel functioneel te bevorderen;

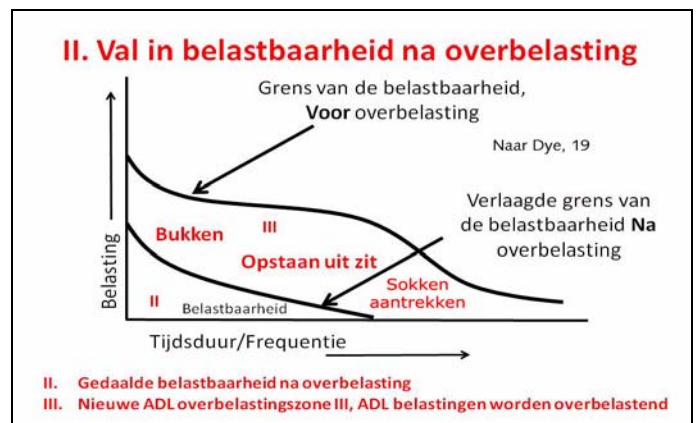


Fig. 24. Na een rugblessure is de belastbaarheid verlaagd, van III naar II. Gewone ADL belastingen (bijvoorbeeld bukken, opstaan uit zit en sokken aantrekken) worden nu gevaarlijk. Voorkomen van pijnlijke belastingen is nodig.

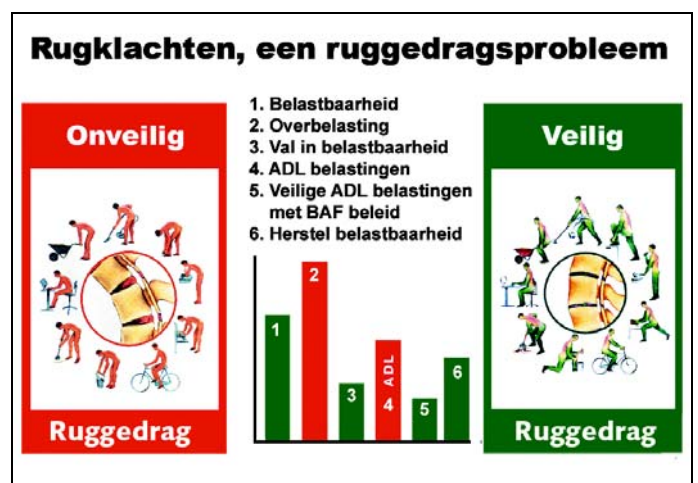


Fig. 25. Bij 3 de gedaalde belastbaarheid. Bij 4 de ADL belastingen die nu gevaarlijk zijn. 5. Met het STEP beleid Humane Ergonomie zorg je voor veilige ADL belastingen en herstel en voorkom je dat gewone ADL belastingen het natuurlijk herstel verstoren.

5. Lokale en algemene belastbaarheid functioneel onderhouden of verbeteren o.a. met toepassen veilig ruggedrag in ADL.

Het doel van het beleid Humane Ergonomie is een snel, ongestoord en functioneel natuurlijk herstel door recidiefpreventie op korte en lange termijn.

In Rugklachten, Een Behavioral Approach Fysiek, Humane Ergonomie, deel II, bespreken we de onderdelen van het beleid Humane Ergonomie uitvoerig. In deel III bespreken we casuïstiek met het beleid Humane Ergonomie.

Rugklachten, type I. Nieuwe Wegen, Eerst ZelfZorg dan Therapie

Literatuurlijst

1. McGill, S.M. Linking latest knowledge of injury mechanisms and spine function to the prevention of low back disorders. *Journal of Electromyography and Kinesiology* 14 (2004) 43-47
2. McGill, S.M. *Low Back Disorders, evidence based prevention en rehabilitation, second edition, 2007, ed. Human Kinetics, USA.*
3. Spitzer. *Scientific approach to the assessment and management of activity-related spinal disorders. A monograph for clinicians. Report of the Quebec Task Force on Spinal Disorders. Spine* 1987; 12: S1-59.
4. Bruggeman, A en J.H., Boerkamp I., Kooke, H.J. *Specifieke rugklachten, Distorsie en Degeneratie, De Belastingsanamnese. Fysio/Therapie* 2000, vol. 3, nr. 4, 1993
5. Sikorski J.M. *A Rationalized Approach to Physiotherapy for Low-Back Pain. Spine*, vol. 10, nr. 6, 1985.
6. Long, A., Donelson, R. Fung, T. *Does it Matter Which Exercise? A Randomized Control Trial of Exercise for Low Back Pain. Spine* Vol. 29, nr. 23, 2004
7. Van Kleef, M. *European Week Against Pain: "silent epidemic" plaguing tens of millions in eu -- EFIC presents plan to Fight back pain. Press Release EWAP 2011*
8. Bosch T., e.a.. *Tiltechnieken en belasting van de rug. Tijdschrift voor ergonomie, december 2004*
9. Dieën van J.H. *Tillen doe je zo, Volkskrant* 15-1-2005
10. Beek van der A. *Arbo adviseurs verkopen vaak onzin, arboverslag nr 1 / 2 2008*
11. Van der Beek, A. en Kuijer, P.F.M. (2008). *Hef tilcursussen op en doe wat wel werkt!, Tijdschrift voor Ergonomie, nr. 6.*
12. Martimo, K., Verbeek, J., Karppinen, J., Furlan, A., Takala, E., Kuijer, P., Jauhiainen, M. & Viikari-Juntura, E. (2008). *Effect of training and lifting equipment for preventing back pain in lifting and handling: systematic review. BMJ. 336(7641),.*
13. Dieen, J.H. Bruggeman A. en J.H., *Rugscholing door de fysiotherapeut. Ned T Fys. ther., vol. 98, nr. 6, 1988.*
14. Willems, R., Bruggeman A. en J.H. *Anulus- en enkeldistorsie. Ned T. Fys ther., vol. 98, nr. 12, 1988.*
15. Aultman, C.D. , Scannell, J, McGill, S.M. *The direction of progressive herniation in porcine spine motion segments is influenced by the orientation of the bending axis. Clinical Biomechanics* 20 (2005) 126-129
16. Marshall, L.W., McGill, S.M. *The role of axial torque in disc herniation. Clinical Biomechanics* 25 (2010) 6-9
17. Veres, S.P., Robertson, P.A., Broom, N.D *The Morphology of Acute Disc Herniation A Clinically Relevant Model Defining the Role of Flexion. Spine* 34, 2009, nr. 21, pp 2288-2296
18. Simunic, D.I., Broom, N.D., Robertson, P.A. *Biomechanical Factors Influencing Nuclear Disruption of the Intervertebral Disc. Spine* 26, 2001, nr. 11, pp 1223-1230
19. Hoogendoorn, W.E., e.a. *Flexion and Rotation of the Trunk and Lifting at Work Are Risk Factors for Low Back Pain Results of a Prospective Cohort Study. Spine* 25, 2000, nr. 23, pp 3087-3092
20. Natarajan, R.N. e.a. *Biomechanical Response of a Lumbar Intervertebral Disc to Manual Lifting Activities. A Poroelastic Finite Element Model Study. Spine* 33, 2008, nr. 18, pp 1958-1965
21. Schmidt, H. e.a. *Intradiscal Pressure, Shear Strain, and Fiber Strain in the Intervertebral Disc Under Combined Loading. Spine* 32, 2007, nr. 7, pp 748-755
22. Adams, M.A., McNally, et al. *Posture and the compressive strength of the of the lumbar spine. Clin. Biomech. 1994;9:5-14.*
23. Dolan, P., Early M., Adams M.A. *Bending and compressive stresses acting on the lumbar spine during lifting activities. Journal Biomechanics, vol. 27., nr. 10, 1994.*
24. Dolan, P., Adams M.A. *Influence of lumbar and hip mobility on the bending stresses acting on the lumbar spine. Clinical Biomechanics, vol. 8, nr. 4, July 1993*
25. McGill, S.M., Bown, S. *Creep response of the lumbar spine to prolonged full flexion Clinical Biomechanics, 1992; 7: 43-46*
26. Shin, G. e.a. *Creep and Fatigue Development in the Low Back in Static Flexion. Spine* vol. 34, nr. 17, 2009,
27. Rogers, E.L. and Granata, K.P. *Disturbed Paraspinal Reflex Following Prolonged Flexion-Relaxation and Recovery. Spine* vol. 31, nr. 7, 2006
28. Sarti, M.A. e.a. *Response of the Flexion-Relaxation Phenomenon Relative to the Lumbar Motion to Load and Speed, Spine* vol. 26, nr. 18, 2001,
29. Kingma I, Faber G. van Dieën van J.H. *How to lift a box that is too large to fit between the knees Ergonomics, vol. 53, No. 10, October 2010, 1228-1238*
30. Potvin, J.R. McGill, S.M. *Trunk Muscles and Lumbar Ligaments Contributions to Dynamic Lifts with Varying Degrees of Trunk Flexion. Spine, vol. 16, nr. 9, 1991.*

Rugklachten, type I. Nieuwe Wegen, Eerst ZelfZorg dan Therapie

31. Keegan J.J. Alterations of the lumbar curve related to posture and seating. *J Bone Joint Surg*, vol. 35 A, nr. 3, 1953
32. McGill S.M. en R.W. Norman. Partitioning of the L4-L5 Dynamic Moment into Disc, Ligamentous, and Muscular Components During Lifting. *Spine*, vol. 11, nr. 7, 1986.
33. Gordon S.J. e.a.. Mechanism of Disc Rupture. *Spine*, vol. 16, nr. 4, 1991.
34. Batti'e M.C. e.a.. Isometric Lifting Strength as a Predictor of Industrial Back Pain Report. *Spine*, vol. 14, nr. 8, 1989.
35. Hart D.L. e.a.. Effect of Lumbar Posture on Lifting. *Spine*, vol. 12, nr. 2, 1987.
36. Holmes J.E. e.a.. Erector Spinae Activation and Movement Dynamics About the Lumbar Spine in Lordotic and Kyphotic Squat-Lifting. *Spine*, vol. 17, nr. 3, 1992.
37. Arjmand, N. and Shirazi-Adl, A.. Biomechanics of Changes in Lumbar Posture in Static Lifting. *Spine* vol. 30, 2005, nr. 23, 2005.
38. Noe, D.A. e.a.. Myoelectric Activity and Sequencing of Selected Trunk Muscles During Isokinetic Lifting. *Spine*, vol. 17, nr. 2, 1992.
39. Dixon A.S.J. Introduction to The Lumbar Spine and Back Pain. *The Lumbar Spine and Back Pain*, 3e editie, ed. Jayson M.I.V, Churchill Livingstone, Londen 1987.
40. Ekholm J. e.a.. The load on the lumbo-sacral joint and trunk muscle activity during lifting. *Ergonomics*, vol. 25, nr. 2, 1982.
41. Nemeth G. On Hip and Lumbar Biomechanics - A study of joint and muscular activity. Thesis, Department of Anatomy, Karolinska Institute, Stockholm 1984.
42. Hoof van e.a. Cognitive functional therapy intervention including biofeedback for LBP during cycling. *Sport & Geneeskunde*, oktober 2011, nr. 4
43. Hoof van e.a. Vergelijking van de lumbale posturale controle bij fietsers met lage rugpijn (Flexiepatroon) en een asymptomatische controlegroep, *Sport & Geneeskunde*, augustus 2011, nr. 3
44. Gagnon M. e.a. Pivoting with the load. *Spine* vol. 18, nr 11, 1993
45. Faber G, Kingma I. Resultaten STEP/VU onderzoek naar 4 tiltechnieken, STEP GewichtHeffersTechniek, Stoop, Free en Squat en de invloed van kantelen en afsteunen hierbij, 22-04-2009, ten dele ongepubliceerd.
46. Faber G, Kingma I and Dieën van J.H. Hand support reduces peak l5/s1 moments in one-handed lifting, ISB Brussel 2011.
47. Faber, G, Kingma I and Dieën van J.H. Effect of tilting the load in the frontal plane on low-back moments during manual lifting. ISB Brussel 2011.
48. Verhaar, J.H.N. e.a. . *Orthopedie*. Bohn Stafleu van Lochem, mei 2008.
49. Hermans, G.P.H. *Sportletsels, surmenageletsels*. Leerboek orthopaedie. Bohn Stafleu van Lochem, 1995.
50. Dye, Scott F. MD. *The Pathophysiology of Patellofemoral Pain. A Tissue Homeostasis Perspective*. *Clin. orth. and rel. res.*, nr. 436, 2005.
51. Swezey, R.L. *Arthritis, Rational therapy and rehabilitation*, 1978 Saunders Company.
52. Suni, Jaana H. e.a. Control of the Lumbar Neutral Zone Decreases Low Back Pain and Improves Self-Evaluated Work Ability. A 12-Month Randomized Controlled Study. *SPINE* 2006, Vol. 31, nr. 18, pp E611–E620.
53. Suni, Jaana H. e.a. Neuromuscular Exercise and Counseling Decrease Absenteeism Due to Low Back Pain in Young Conscripts. A Randomized, Population-Based Primary Prevention Study. *SPINE* 2013, Vol, 38, nr. 5, pp 375–384