

Tillen met de rug of uit de benen?

De invloed van de tiltechniek op de fysieke belasting

M.J.M. Hoozemans¹, H.M. Toussaint²

Summary

In this review-article the question is addressed whether lifting technique can play a role in reducing stress (e.g. low back load) while lifting loads. A comparison is made between the so-called backlift and leglift. Under standardised circumstances the backlift will result in less metabolic energy expenditure. The overall mechanical load on the low-back shows no great differences. However, it appears that the leglift gradually changes in a backlift when lifting heavier loads. It is concluded that it is not recommendable to instruct the 'proper' lifting technique, but that each workplace and task requires its own 'lifting tactic'.

Samenvatting

De vraag in hoeverre de tiltechniek een bijdrage kan leveren aan het verlagen van de fysieke belasting bij het tillen van lasten is getoetst aan de literatuur. Hierbij is een vergelijking gemaakt tussen de beentechniek en de rugtechniek.

Onder vergelijkbare omstandigheden gaat de rugtechniek gepaard met de laagste energetische belasting. Dit is voorname-

trfwoorden: tiltechniek, fysieke belasting, tillen, rugklachten, tilinstructies.

Inleiding

Rugpijn, met name aan de lage rug, is een veel voorkomende gezondheidsklacht. Uit epidemiologische cijfers blijkt dat 50% tot 70% van de bevolking ooit wel eens lage rugpijn heeft gehad (Frymoyer e.a., 1983; Haanen, 1984). Bij 40% tot 60% van de mensen met rugklachten blijken deze herhaald voor te komen (Haanen, 1984). De oorzaak voor het ontstaan ervan is vaak niet duidelijk. Wel wordt hoge fysieke belasting gezien als de voornaamste factor. Dit blijkt onder andere uit het feit dat rugklachten voor 20% tot 50% geassocieerd zijn met het herhaald tillen van relatief zware lasten (Kelsey e.a., 1984; Manning e.a., 1984). Om rugklachten en de hiermee verbonden hoge kosten aan ziekteverzuim en arbeidsongeschiktheid te voorkomen, zullen preventieve maatregelen moeten worden genomen. Zo worden werkgevers nu verplicht om werknemers voor te lichten over de wijze waarop lasten gehanteerd moeten worden en om de bijkomende gevaren voor met name rugletsel zoveel mogelijk te minimaliseren (SZW, 1993). Wanneer instructies moeten worden gegeven over op welke wijze lasten moeten worden opgetild, wordt meestal de zogenaamde *beentechniek* aangeleerd (Anderson & Chaffin, 1986; Bijkerk e.a., 1994; Zuidema, 1985). Hierbij wordt de last opgetild met gebogen benen en een gestrekte rug. Deze tiltechniek staat tegenover de *rugtechniek*, waarbij getild wordt met gestrekte benen en een gebogen rug. Het doel van het instrueren van de juiste tiltechniek (beentechniek) is het verlagen van de fysieke belasting om zodoende de kans op gezondheidsklachten te minimaliseren. In de praktijk blijkt echter dat de rug-

lijk het gevolg van de kleinere verticale afstand die het lichaam bij de rugtechniek moet afleggen. De mechanische belasting van de lage rug laat geen grote verschillen zien tussen de been- en rugtechniek. Wel is de beentechniek in het voordeel als de last klein genoeg is om tussen de knieën door te worden opgetild. Als gevolg van *flexie-relaxatie* lijkt de rugtechniek gepaard te gaan met lagere compressiekrachten op de tussenwervelschijven in de lage rug.

Bij het tillen van steeds zwaardere gewichten blijkt de beentechniek te veranderen in de rugtechniek. Dit kan worden verklaard doordat de tilbeweging zodanig wordt uitgevoerd dat hoge activiteit van de lage rugspieren wordt vermeden, waardoor structuren in de lage rug worden beschermd tegen blootstelling aan grote krachten.

Geconcludeerd wordt dat het niet zinvol is om een 'juiste' tiltechniek te instrueren. Belangrijker is het om de *tiltactiek* te optimaliseren voor de betreffende werkplek. Hierbij moet gelet worden op het gewicht van de last, het verticale traject van de last, de horizontale afstand tussen de last en de lage rug, de tilfrequentie en de tilsnelheid. Deze factoren zullen zo minimaal mogelijk moeten worden gehouden.

techniek vaker wordt gebruikt (Brown, 1973; Garg & Herrin, 1979).

In deze literatuurstudie zal bekeken worden in hoeverre de tiltechniek een bijdrage kan leveren aan het verlagen van de fysieke belasting bij het tillen van lasten. Hiervoor zal een vergelijking worden gemaakt tussen de beentechniek en de rugtechniek. Achtereenvolgens zal worden ingegaan op de verschillen in energetische belasting en de mechanische belasting van de lage rug. Bovendien zal de relatie tussen het tilgewicht en de tiltechniek onderzocht worden.

Energetische belasting

Arbeid en Vermogen.

Voor het optillen van een last moet lichamelijke arbeid worden verricht. Biomechanisch gezien kan de totale arbeid die geleverd moet worden voor het optillen van een last verdeeld worden in arbeid die nodig is om de last op te tillen en in arbeid die nodig is om het eigen lichaamsgewicht op te tillen. De arbeid die nodig is om de last op te tillen, de zogenaamde externe arbeid (A_{extern}), kan berekend worden uit het verschil in potentiële energie van de last op het hoogste en op het laagste punt. Dit levert de volgende vergelijking op:

$$A_{\text{extern}} = m \cdot g \cdot \Delta h_{\text{last}} \quad (1)$$

waarbij m de massa (kg) van de last is, g de gravitatieversnelling ($9,81 \text{ m} \cdot \text{s}^{-2}$) en Δh_{last} het verschil in de hoogste en laagste positie van de last. Ook kan op deze manier de arbeid die nodig is om het eigen lichaamsgewicht op te tillen, de zogenaamde interne arbeid (A_{intern}), berekend worden:

$$A_{\text{intern}} = m \cdot g \cdot \Delta h_{\text{LZP}} \quad (2)$$

waarbij Δh_{LZP} het verschil is tussen de hoogste en laagste positie van het lichaamsswaartepunt (LZP).

In arbeidssituaties is het echter interessanter om te weten hoeveel arbeid per tijdseenheid wordt verricht. De

1. Drs. Marco Hoozemans is bewegingswetenschapper, Koningsplein 23A, 2611 XD Delft, 015-2125999.

2. Dr. Huub Toussaint is werkzaam bij de Amsterdam Spine Unit, Faculteit Bewegingswetenschappen, Vrije Universiteit, Van der Boechorststraat 9, 1081 BT Amsterdam, 020-4448498.

arbeid per tijdseenheid is het vermogen. Dit is direct gerelateerd aan het energieverbruik van de mens. Het geleverde vermogen bij het tillen kan berekend worden uit het produkt van de tilfrequentie (f) en de arbeid. Op deze manier kan dus een extern (P_{extern}) en intern vermogen (P_{intern}) berekend worden:

$$P_{\text{extern}} = f \cdot A_{\text{extern}} \quad (3)$$

$$P_{\text{intern}} = f \cdot A_{\text{intern}} \quad (4)$$

Voor het energieverbruik in arbeidssituaties kan een indicatie worden verkregen door het meten van de zuurstofopname (VO_2) die nodig is voor de verbranding van voedingsstoffen in de spieren.

Verschillen in energieverbruik tussen de beentechniek en de rugtechniek

Het effect van de tiltechniek op het energieverbruik tijdens het tillen van lasten werd onder andere onderzocht door Garg & Herrin (1979). Uit de resultaten concluderen zij dat bij een gelijke tilfrequentie, lichaamsgewicht en tilgewicht de beentechniek gepaard gaat met een hoger energieverbruik. Of anders gezegd, voor een vergelijkbaar energieverbruik kan met de rugtechniek dezelfde last vaker worden opgetild dan met de beentechniek.

Deze resultaten worden bevestigd in onderzoeken van Kumar (1984) en Welbergen e.a. (1991). Kumar (1984) vindt een 35% hoger energieverbruik bij de beentechniek en Welbergen e.a. (1991) vinden een 20% tot 25% hoger energieverbruik bij de beentechniek, afhankelijk van de gekozen tilfrequentie en tilgewicht.

Het verschil in energieverbruik tussen de beentechniek en de rugtechniek kan verklaard worden door de grotere verticale verplaatsing van het lichaamszwaartepunt bij de beentechniek (Δh_{LZP} vergelijking 2). Bij een gelijk geleverd extern vermogen (vergelijking 3), d.w.z. een gelijke tilfrequentie en een gelijk tilgewicht, zal bij de beentechniek daardoor meer intern vermogen (vergelijking 4) geleverd moeten worden. De beentechniek kost dus meer energie omdat ook het eigen lichaamsgewicht (over een langere weg) moet worden opgetild.

Ook is er een effect van tilfrequentie op het verschil in energieverbruik tussen de beentechniek en de rugtechniek. Een toename in de tilfrequentie bij een gelijk tilgewicht zal er voor zorgen dat het verschil in energieverbruik tussen de twee tiltechnieken zal toenemen. Ook dit is het gevolg van het feit dat bij de beentechniek meer arbeid moet worden verricht voor het verplaatsen van het eigen lichaamsgewicht. Het gebruik van de rugtechniek zal dus bij hogere tilfrequenties energetisch gezien steeds voordeliger worden.

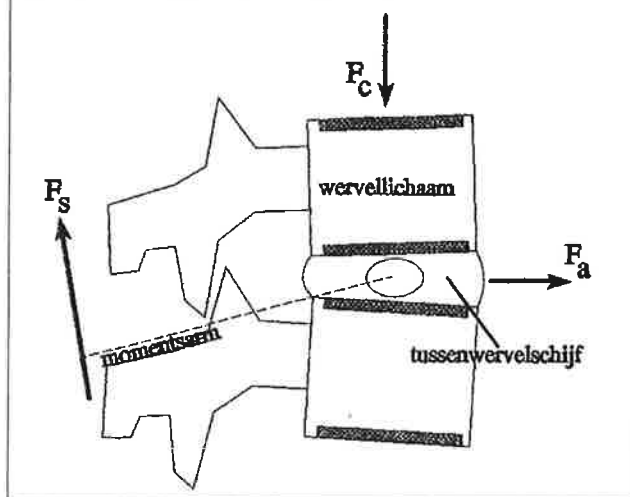
Mechanische belasting van de lage rug

Bij een vergelijking van de mechanische belasting van de lage rug bij de beentechniek en de rugtechniek wordt gekeken naar de krachten en momenten die op de verschillende structuren in de lage rug worden uitgeoefend als gevolg van het tillen van lasten. De structuur die in de literatuur de meeste aandacht krijgt is de tussenwervelschijf (figuur 1). De belangrijkste krachten die op de tussenwervelschijf worden uitgeoefend zijn de compressiekracht (F_c) en de afschuifkracht (F_a). De F_c wordt in de literatuur gezien als één van de belangrijkste veroorzakers van schade aan de tussenwervelschijf. Het grootste deel van de F_c wordt veroorzaakt door de kracht die de lage rugspieren leveren (F_s) om de last en het bovenlichaam op te tillen (Bogduk & Twomey, 1991; Dolan & Adams, 1993).

Intra-discale druk

De compressie die de tussenwervelschijf ondervindt kan

Figuur 1. Schematische weergave van de belangrijkste krachten die op de wervellichamen en de tussenwervelschijf worden uitgeoefend. F_c is de compressiekracht, F_s is de spierkracht geleverd door de lage rugspieren en F_a is de afschuifkracht. De momentsarm van de lage rugspieren is weergegeven als de kortste afstand tussen de werklijn van de spierkracht en het centrum van de tussenwervelschijf.



direct gemeten worden door het bepalen van de *intra-discale druk*. Hiervoor wordt bij proefpersonen een naald met een druk-gevoelige punt in een tussenwervelschijf geschoven ter hoogte van de lage rug. Omdat dit een nogal ingrijpende handeling is, is deze methode in slechts één onderzoek gebruikt voor het vergelijken van de belasting van de tussenwervelschijf bij de beentechniek en de rugtechniek. Dit onderzoek werd door Andersson e.a. (1976) uitgevoerd bij 4 proefpersonen. Er werd echter géén significant verschil in intra-discale druk gevonden tussen de beentechniek en de rugtechniek.

Activiteit van de lage rugspieren

De F_c wordt voor het grootste deel veroorzaakt door de kracht die door de lage rugspieren wordt geleverd. Aangezien de elektrische activiteit van de spieren, te meten via het electromyogram (EMG), gerelateerd is aan het krachtniveau van de spieren, kan het EMG een indirecte indicatie geven voor de krachten op de tussenwervelschijven van de lage rug. Een probleem bij het interpreteren van het EMG van de lage rugspieren is de relatie tussen het gemeten EMG en de geleverde kracht. In de eerste plaats wordt het EMG niveau bepaald door de *lengtekracht relatie* van de spieren (Andersson e.a., 1976b; Mirka, 1991; Mouton e.a., 1991; Potvin e.a., 1991). Wanneer de lengte van de lage rugspieren toeneemt, door het buigen van de lage rug (flexie van de lumbale wervelkolom), neemt ook de kracht toe, terwijl het EMG niveau afneemt (Rosenburg & Seidel, 1989). In de tweede plaats wordt het EMG niveau bepaald door de dynamische lengteverandering van de rugspieren. Er moet dus ook een *kracht-snelheid relatie* van de spieren bekend zijn om een uitspraak te doen over het geleverde krachtniveau (Dolan & Adams, 1993; Marras e.a., 1984). Wanneer met beide relaties geen rekening wordt gehouden kan de fout van de schatting van de spierkracht oplopen tot boven de 100% (Mirka, 1991). Resultaten van onderzoeken waarin een niet-gecorrigeerd EMG van de lage rugspieren gebruikt wordt om de krachten op de lage rug bij de twee tiltechnieken te vergelijken zijn dus niet betrouwbaar. In veel onderzoeken met EMG wordt geconstateerd dat bij de rugtechniek bij bijna maximale lumbale flexie het EMG van de lage rugspieren weg valt, of sterk in niveau

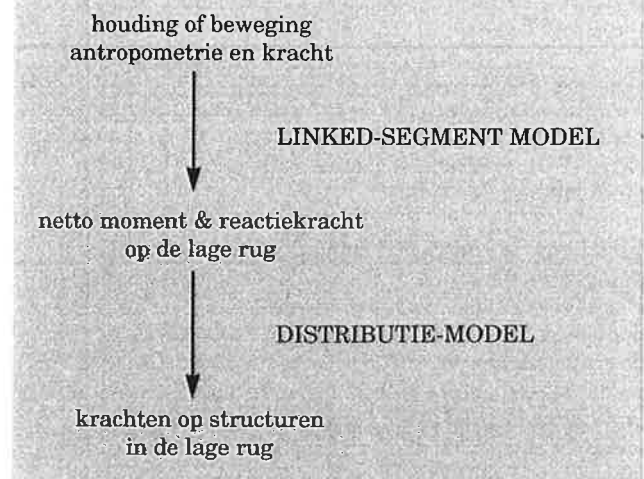
vermindert (o.a. Andersson e.a., 1976a; Dolan & Adams, 1993; Kippers & Parker, 1984). Dit verschijnsel wordt aangegeven met de term *flexie-relaxatie*. Het wegvallen van het EMG is niet alleen te wijten aan het langer worden van de lage rugspieren. Wanneer gecorrigeerd wordt voor het maximale EMG dat door de lage rugspieren bij elke hoek van de romp geleverd wordt, blijkt tijdens het uitvoeren van de tilbeweging het EMG toch te dalen (Toussaint e.a., 1995). Veel onderzoekers veronderstellen dat de lage rugspieren in activiteit verminderen omdat de functie van de spieren wordt overgenomen door passieve structuren zoals ligamenten (Bogduk & Twomey, 1991). Uit onderzoek van Adams & Hutton (1986) blijkt echter dat de maximaal mogelijke lumbale flexie *in vitro* ongeveer 10° groter is dan wat *in vivo* mogelijk is. De oorzaak voor het verschil in flexie wordt door de auteurs toegerekend aan de beschermende rol van de rugspieren en de thoracolumbale fascie, die *in vivo* de maximale lumbale flexie beperken. De ligamenten in de lage rug staan daarbij niet maximaal onder spanning. In onderzoeken van Potvin e.a. (1991) en Toussaint e.a. (1995) wordt bij een vergelijking van het EMG van de rugspieren bij de beent- en rugtechniek gevonden dat niet alleen de activiteit van de *lage* rugspieren bij de rugtechniek *lager* is, maar ook dat de activiteit van de *hoge* (thoracale) rugspieren bij de rugtechniek *hoger* is dan bij de beentechniek. Toussaint e.a. (1995) veronderstellen dat bij toename van de lumbale flexie de functie van de lage rugspieren door de thoracale rugspieren wordt overgenomen. Een toename van de lumbale flexie gaat namelijk gepaard met een afname van de afstand van de lage rugspieren tot de tussenwervelschijven (Tveit e.a., 1994). Hierdoor zouden de lage rugspieren, gegeven de hefboomwet, meer kracht moeten leveren om het bovenlichaam en de last op te tillen. Dit zou een ongunstige situatie zijn omdat dan ook de F_c op de tussenwervelschijven zou toenemen. Bij bijna maximale lumbale flexie wordt de functie van de lage rugspieren door de thoracale rugspieren overgenomen. De thoracale rugspieren zijn via een aponeurose (peesplaat) aan het bekken verbonden en zijn via deze aponeurose in staat de hele rug te strekken. De aponeurose heeft een grotere afstand tot de tussenwervelschijven dan de lage rugspieren. De thoracale rugspieren hoeven dus minder kracht te leveren in vergelijking met de lage rugspieren bij het tillen van het bovenlichaam en de last, waardoor ook de F_c afneemt. Verondersteld kan worden dat bij het oppakken van de last vanaf de grond (het moment waarop de grootste compressiekrachten gehaald worden) de rugtechniek gepaard gaat met een lagere F_c dan de beentechniek als gevolg van flexie-relaxatie.

Biomechanische modellen

Biomechanische modellen worden gebruikt voor het berekenen van krachten en momenten die worden uitgeoefend op verschillende structuren in de lage rug door de uitvoering van de tiltaken. Een moment ontstaat wanneer een kracht ten opzichte van een rotatie-as (bij de wervelkolom gelegen in de tussenwervelschijven) wordt uitgeoefend. Dit heeft als gevolg dat er een rotatie gaat optreden rond de as. Het moment is dan gelijk aan het product van de kracht en de momentsarm (figuur 1), waarbij de momentsarm de kortste afstand is tussen de werklijn van de kracht en de rotatie-as. De biomechanische modellen zijn een *benadering* van de werkelijkheid. Een aantal niet reële aannamen zijn nodig om de modellen te kunnen doorrekenen. Voor het schatten van krachten en momenten op structuren in de lage rug zijn eigenlijk twee verschillende modellen nodig (figuur 2).

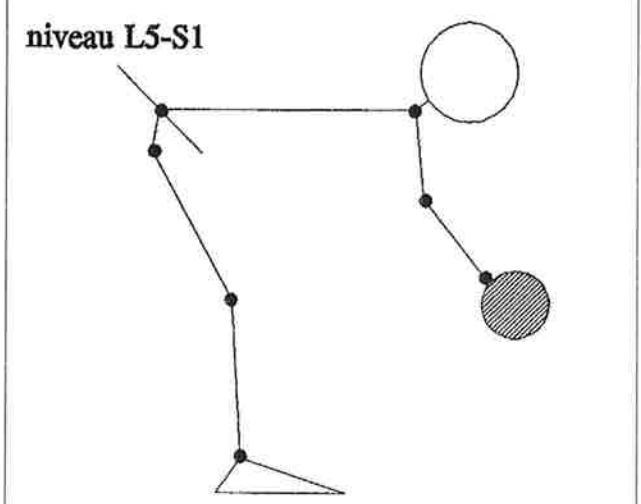
Het eerste model is een zogenaamd *linked-segment model* (figuur 3). Met dit model wordt het menselijk lichaam

Figuur 2. Weergave van de modelvorming om via het schatten van het netto moment en de netto reactiekracht op de lage rug uiteindelijk de krachten op structuren in de lage rug te schatten.



weergegeven door een gekoppelde keten van segmenten (o.a. De Looze e.a., 1992). Voor het model moet de houding of beweging geregistreerd worden. Samen met de krachten die op het lichaam werken, bijvoorbeeld gemeten met een krachtenplatform (grondreactiekracht) of berekend uit het gewicht en de versnelling van de last, en met antropometrische gegevens kunnen dan het *netto* moment en de *netto* reactiekracht op de lage rug worden berekend. De *netto* reactiekracht is het resultaat van alle krachten die in en rond een gewricht van het ene op het andere aangrenzende segment worden overgedragen. Het *netto* moment is het resulterende moment van de momenten ten opzichte van de rotatie-as in het gewricht van alle afzonderlijke krachten die door het ene segment op het andere worden uitgeoefend (Van Ingen Schenau & Beek, 1994). Met behulp van een linked-segment model wordt vaak het *netto* moment berekend op het niveau van de laatste lendewervel en de eerste wervel van het heiligbeen (niveau L5-S1, zie figuur 3). Om de krachten op de verschillende structuren in de lage rug te berekenen moet vervolgens het *netto* moment verdeeld worden over de betreffende structuren. Hiervoor wordt gebruik gemaakt van een *distributie-model* (figuur 2).

Figuur 3. Weergave van een linked-segment model, bestaande uit een keten van acht gekoppelde lichaamssegmenten volgens De Looze e.a. (1992).



Voor de linked-segment modellen moet een onderscheid gemaakt worden tussen de statische en dynamische modellen. Bij de *statische* modellen worden de dynamische eigenschappen van bewegingen niet meegenomen in de berekening van het netto moment op de lage rug. Dit betekent dat de statische modellen alleen geschikt zijn voor het analyseren van *houdingen*. Wanneer met statische modellen het netto moment op de lage rug bij de beentechniek en rugtechniek vergeleken wordt, blijkt dat de beentechniek gepaard gaat met kleinere netto momenten als de last die opgetild moet worden klein genoeg is om *tussen de knieën* door te worden opgetild (Garg & Herrin, 1979; Ekholm e.a., 1982). Dit wordt verklaard door de belangrijke invloed van de horizontale afstand tussen de lage rug en de last op het netto moment. Wanneer de last tussen de knieën door kan worden opgetild, wordt deze horizontale afstand, en dus uiteindelijk ook de krachten op de lage rug, aanmerkelijk verkleind. Bij een grote last zou deze bij de beentechniek voor de knieën langs moeten worden opgetild. Dit zou de horizontale afstand aanmerkelijk vergroten. In dat geval wordt de rugtechniek voordeliger. Wanneer de last langs de gestrekte benen wordt opgetild wordt de horizontale afstand zo klein mogelijk gehouden.

Met behulp van *dynamische* segmenten modellen kunnen ook *tilbewegingen* geanalyseerd worden. Versnellingen van lichaamssegmenten zijn namelijk aanzienlijk van invloed op het uiteindelijk berekende netto moment op de lage rug. De Looze (1992) vindt een toename van 58%, 79% en 91% in het piek netto moment bij respectievelijk een langzame, normale en snelle tilbeweging in vergelijking met de netto momenten berekend met een statisch model. Ook Dolan & Adams (1993) tonen aan dat een snelle tilbeweging het netto moment kan laten toenemen met 75% ten opzichte van een langzame tilbeweging. Hieruit volgt ook het advies dat in de praktijk tilbewegingen rustig en geleidelijk moeten worden uitgevoerd. Snelle en abrupte bewegingen hebben een verhogend effect op de belasting van de lage rug.

Een aantal onderzoeken heeft onder gestandaardiseerde omstandigheden het piek netto moment op de lage rug bij de beentechniek en rugtechniek met een dynamisch model vergeleken (zie tabel 1). De meeste onderzoeken vinden geen significant verschil tussen de twee tiltechnieken. Alleen Troup e.a. (1983) vinden een significant hoger (24%) piek netto moment bij de rugtechniek. Bush-Joseph e.a. (1988) en Van Dieën e.a. (1995) vinden weer een hoger (8%-20%) piek netto moment bij de beentechniek in vergelijking met de rugtechniek. Onder gestandaardiseerde omstandigheden (d.w.z. een gelijk tilgewicht en een vaste afstand tussen de last en de voeten) blijken over het algemeen geen grote verschillen te bestaan in het piek netto moment tussen de been- en rugtechniek.

Om een indicatie te krijgen van de krachten die op de tussenwervelschijf worden uitgeoefend als gevolg van de tilbeweging moet het netto moment met behulp van een distributie-model verdeeld worden over de verschillen structuren in de lage rug die een moment ten opzichte van de tussenwervelschijf kunnen uitoefenen. De meest gebruikte distributie-modellen houden geen rekening met een verandering in de lumbale flexie (bij de rugtechniek) en een verandering in de mommentsarm van de rugspieren (figuur 1) ten opzichte van de tussenwervelschijven. Vaak wordt ervan uitgegaan dat slechts één rugspier het totale moment levert en deze (eenvoudige) modellen zijn dan ook niet geschikt voor een goede vergelijking van de been- en rugtechniek. Potvin e.a. (1991) vergeleken echter de twee tiltechnieken met een uitgebreid distributie-model. Bij dit model werd het netto moment verdeeld over 11 verschillende spieren en 9 ligamenten. De bijdrage van de spieren werd bepaald met behulp van EMG en was afhankelijk van de mate van lumbale flexie, zodat onder andere ook rekening werd gehouden met flexie-relaxatie. Uit de resultaten van dit onderzoek blijkt dat de rugtechniek resulteert in een significant lagere F_c en een hogere F_a op de tussenwervelschijf dan de beentechniek. De F_a (maximaal 483 N) bleef echter ruim onder de maximaal mogelijke afschuifkracht (3000 N; Lamy e.a. 1975), zodat verwacht kan worden dat de hogere F_a bij de rugtechniek geen schade veroorzaakt.

Tiltechniek en tilgewicht

In de literatuur wordt een aantal experimenten beschreven waarin het effect van een steeds zwaarder tilgewicht op de tiltechniek wordt onderzocht. Grieve (1974) en Troup (1977) vinden dat bij zowel de beentechniek als de rugtechniek de rug langer in flexie blijft bij zwaardere tilgewichten. Anderson e.a. (1986) vinden dat bij zwaardere tilgewichten het strekken van de lumbale wervelkolom steeds later volgt op de rotatie in het heupgewricht. Schipplein e.a. (1990) lieten proefpersonen met een vrije tiltechniek tillen. Bij zwaardere tilgewichten blijken de benen steeds sneller te worden uitgestrekt. In studies van Scholz (1993a; 1993b) werd het effect van het tillen van een steeds zwaardere last op de uitvoering van de beentechniek onderzocht. Het blijkt dat bij een zwaardere last het strekken van de lumbale wervelkolom steeds later volgt op het strekken van de knieën. Anders gezegd blijkt bij zwaardere tilgewichten de beentechniek te veranderen in de rugtechniek. De oorzaak hiervan zou kunnen liggen in een relatie tussen de mechanische belasting van de rug en de uitvoering van de tilbeweging.

De vraag is waarom de beentechniek bij zwaardere tilgewichten in een rugtechniek verandert? Bij de beantwoording van deze vraag kan *flexie-relaxatie* een grote rol spelen. Wanneer bij de beentechniek het tilgewicht zwaarder

Tabel 1. Resultaten van onderzoeken waarin met behulp van een dynamisch linked-segment model een vergelijking wordt gemaakt in het piek netto moment op de lage rug

	geen significante verschillen	beentechniek groter dan rugtechniek	rugtechniek groter dan beentechniek
Troup e.a. (1983)			*
Bush-Joseph e.a. (1988)		*	
Lindbeck, Arborelius (1991)	*		
Potvin e.a. (1991)	*		
De Looze (1992)	*		
Toussaint e.a. (1992)	*		
Van Dieën e.a. (1995)		*	
Hoozemans e.a. (1995)	*		

wordt gemaakt zullen de lage rugspieren meer kracht moeten leveren om de (lumbale) wervelkolom recht te houden. Door de toename in de kracht van de rugspieren zal ook de F_c op de tussenwervelschijven toenemen. Bij een steeds zwaarder tilgewicht zou de F_c tot gevaarlijk hoge waarden kunnen toenemen. Door echter gebruik te maken van de thoracale rugspieren en de aponeurose die aan het bekken is verbonden zou minder kracht en dus minder F_c nodig zijn om hetzelfde gewicht op te tillen. Het optreden van flexie-relaxatie zou dus voordelen kunnen bieden. Door vlak voor het optillen van de last eerst de knieën te strekken zal er flexie optreden in de lumbale wervelkolom. Hierdoor treedt flexie-relaxatie op en zijn de thoracale rugspieren in staat de functie van de lage rugspieren over te nemen. Het optillen van de last gebeurt door rotatie in het heupgewricht als gevolg van activiteit van de bilsieren en de hamstrings. Pas later in de beweging volgt het strekken van de lumbale wervelkolom door de lage rugspieren. Wanneer bij zwaardere tilgewichten de beentechniek wordt gebruikt bestaat niet alleen de kans op een hoge F_c , maar ook op het verliezen van de lichaamsbalans. Uit onderzoek is gebleken dat de beentechniek bij relatief zware tilgewichten en een hoge tilsnelheid een grotere kans op het verliezen van de lichaamsbalans met zich meebrengt dan de rugtechniek onder vergelijkbare omstandigheden (Hoozemans e.a., 1995).

Samengevat kan gesteld worden dat de tilbeweging zodanig wordt uitgevoerd dat hoge activiteit van de lage rugspieren wordt vermeden, waardoor structuren in de lage rug worden beschermd tegen het optreden van grote krachten.

Conclusies en aanbevelingen

De vraagstelling was in hoeverre de tiltechniek kan bijdragen aan het verlagen van de fysieke belasting bij het tillen van lasten. Wanneer de fysiologische belasting bij de beentechniek en de rugtechniek onder gelijke omstandigheden wordt vergeleken, blijkt de beentechniek gepaard te gaan met een aanzienlijk hoger energieverbruik. Dit is met name het gevolg van het moeten tillen van het eigen lichaamsgewicht. Het verschil in energieverbruik tussen de been- en rugtechniek wordt groter bij een toename in de tilfrequentie. Voor wat betreft de mechanische belasting van de lage rug kan geconcludeerd worden dat er geen grote verschillen bestaan tussen de been- en rugtechniek onder gestandaardiseerde omstandigheden. Wel is de beentechniek in het voordeel wanneer de last klein genoeg is om tussen de knieën door te worden opgetild. Hierdoor kan de horizontale afstand tussen de last en de lage rug, en uiteindelijk de belasting van de lage rug, klein worden gehouden. Bij het tillen van dezelfde last blijkt de rugtechniek te leiden tot een lagere compressie op de tussenwervelschijven dan de beentechniek. Dit als gevolg van het flexie-relaxatie verschijnsel. Wel gaat de rugtechniek gepaard met hogere afschuifkrachten. Bij het optillen van zwaardere lasten blijkt de beentechniek te veranderen in een rugtechniek. Dit zou verklaard kunnen worden doordat structuren in de lage rug beschermd worden tegen blootstelling aan grote krachten. Hoge activiteit van de lage rugspieren wordt daarbij vermeden.

Wanneer een keuze gemaakt moet worden tussen de beentechniek en de rugtechniek gebaseerd op de fysieke belasting, dan lijkt onder *gestandaardiseerde* omstandigheden de rugtechniek gepaard te gaan met de laagste fysieke belasting. In de praktijk komen gestandaardiseerde omstandigheden echter niet voor. Het is dan ook niet verstandig om onder alle omstandigheden één techniek als de 'juiste' tiltechniek te instrueren. Het is verstandi-

ger om de aandacht te richten op de zogenaamde *tiltactiek*. Hierbij moet worden gelet op onder andere het tilgewicht, de tilfrequentie, de tilsnelheid, de horizontale afstand van de last tot de lage rug en het verticale traject van de last. Deze factoren zullen per arbeidssituatie moeten worden geoptimaliseerd.

Bij het optimaliseren van de arbeidssituatie is het belangrijk zich te realiseren dat de fysiologische en mechanische belasting aan elkaar gekoppeld zijn. Een bepaalde produktiviteit (tilfrequentie maal tilgewicht) kan bereikt worden door een lichte last vaak te tillen of een zware last een paar keer. In het eerste geval zal door de hogere frequentie de fysiologische belasting toenemen en in het tweede geval door het zwaardere gewicht de mechanische belasting. Bovendien is in het eerste geval het effect van herhaalde submaximale mechanische belasting van belang. Ook herhaalde submaximale belasting kan tot schade en klachten leiden. Er is hierover echter nog niet zoveel bekend. Uit de literatuur blijkt wel duidelijk dat dieper bukken voor het oppakken van de last en een groter verticaal traject van de last zowel de fysiologische als de mechanische belasting verhogen. Het vergroten van de tilsnelheid en de horizontale afstand tussen de last en de lage rug zal de mechanische belasting sterk verhogen. Het is dus belangrijker om op de werkplek deze factoren te optimaliseren dan om een bepaalde tiltechniek te instrueren.

Literatuur

- Adams, M.A., Hutton, W.C. (1986). Has the lumbar spine a margin of safety in forward bending? *Clin. Biomechanics* 1: 3-6.
- Anderson, C.K., Chaffin, D.B. (1986). A biomechanical evaluation of five lifting techniques. *Appl. Ergonomics* 17(1): 2-8.
- Anderson, C.K., Chaffin, D.B., Herrin, G.D. (1986) A study of lumbosacral orientation under varied static loads. *Spine* 11(5): 456-462.
- Andersson, G.B.J., Örtengren, R., Nachemson, A. (1976a) Quantitative studies of back loads in lifting. *Spine* 1(3): 178-185.
- Andersson, G.B.J., Herberts, P., Örtengren, R. (1976b) Myoelectric back muscle activity in standardized lifting postures. *Biomechanics V-A* (Edited by P.V. Komi), University Park Press, Baltimore, 520-529.
- Bijkerk, C.C., Coffeng, P.P.C., Hoonhout, H.C.M., Westgeest, P.T.A. (1994) Effecten van tilinstructie op tilgedrag. *Tijdschr. Soc. Gezondheidsz.* 72: 92-97.
- Bogduk, N., Twomey, L.T. (1991). *Clinical anatomy of the lumbar spine*. Second edition, Churchill Livingstone, Melbourne.
- Brown, J.R. *Lifting as an industrial hazard*. (1973). *American Industrial Hygiene Association Journal* 34: 292-297.
- Bush-Joseph, C., Schipplein, O.D., Andersson, G.B.J., Andracchi, T.P. (1988) Influence of dynamic factors on the lumbar spine moment in lifting. *Ergonomics* 31: 211-216.
- Dieën, J.H. van, Creemers, M., Draisma, I., Toussaint, H.M. (1995) Repetitive lifting and spinal shrinkage, effects of age and lifting technique. *Clin. Biomechanics* 9(6): 367-374.
- Dolan, P., Adams, M.A. (1993). The relationship between EMG activity and extensor moment generation in the erector spinae muscles during bending and lifting activities. *J. Biomechanics* 26(4/5): 513-522.
- Ekholm, J., Arborelius, U.P., Nemeth, G. (1982). The load on the lumbo-sacral joint and trunk muscle activity during lifting. *Ergonomics* 25(2): 145-161.
- Frymoyer, J.W., Pope, M.H., Clements, J.H., Wilder, D.G., McPherson, B., Ashikaga, T. (1983). Risk factors in low-back pain. *J. Bone Joint Surg.* 65-A(2): 213-218.
- Garg, A., Herrin, G.D. (1979). Stoop or squat a biomechanical and metabolic evaluation. *AIIE Transactions* 11: 293-302.
- Grieve, D.W. (1974). Dynamic characteristics of man during crouch- and stooplifting. *Biomechanics IV* (Edited by R.C. Nelson, C.A. Morehouse), University Park Press, New York, 19-29.
- Haanen, H.C.M. (1984). Een epidemiologisch onderzoek naar lage rugpijn. Proefschrift, Rotterdam.
- Hoozemans, M.J.M., Ober, M.J., Commissaris, D.A.C.M., Toussaint, H.M. (1995). Risicofactoren op balansverlies door tillen. *Tijdschrift voor Ergonomie* 20(3): 2-8.

- Ingen Schenau, G.J. van, Beek, P.J. (1994). Een efficiënt koppel. Spieren over twee gewrichten. *Natuur & Techniek* 63(7): 530-543.
- Kelsey, J.L., Githens, P.B., O'Conner, T., Weil, U., Calogero, J.A., Holford, T.R., White III, A.A., Walter, S.D., Ostfeld, A.M., Southwick, W.O. (1984). Acute prolapsed lumbar intervertebral disc An epidemiologic study with special reference to driving automobiles and cigarette smoking. *Spine* 9(6): 608-613.
- Kippers, V., Parker, A.W. (1984). Posture related to myoelectric silence of erectors spinae during trunk flexion. *Spine* 9(7): 740-745.
- Kumar, S. (1984). The physiological cost of three different methods of lifting in sagittal and lateral planes. *Ergonomics* 27: 425-433.
- Lamy, C., Bazergui, A., Kraus, H., Farfan, H.F. (1975). The strength of the neural arch and the etiology of spondylosis. *Orthop. Clin. North. Am.* 6: 215-231.
- Lindbeck, L., Arborelius, U.P. (1991). Inertial effects from single body segments in dynamic analysis of lifting. *Ergonomics* 34(4): 421-433.
- Looze, M.P. de (1992). Mechanics and energetics of repetitive lifting. Proefschrift, Vrije Universiteit, Amsterdam.
- Looze, M.P. de, Kingma, I., Bussmann, J.B.J., Toussaint, H.M. (1992). Validation of a dynamic linked segment model to calculate joint moments in lifting. *Clin. Biomechanics* 7: 161-169.
- Manning, D.P., Mitchell, R.G., Blanchfield, L.P. (1984). Body movements and events contributing to accidental and nonaccidental back injuries. *Spine* 9(7): 734-739.
- Marras, W.S., King, A.I., Joynt, R.L. (1984). Measurements of loads on the lumbar spine under isometric and isokinetic conditions. *Spine* 9(2): 176-187.
- Mirka, G.A. (1991). The quantification of EMG normalization error. *Ergonomics* 34(3): 343-352.
- Mouton, L.J., Hof, A.L., Jongh, H.J. de, Eisma, W.H. (1991). Influence of posture on the relation between surface electromyogram amplitude and back muscle moment consequences for the use of surface electromyogram to measure back load. *Clin. Biomechanics* 6: 245-251.
- Potvin, J.R., McGill, S.M., Norman, R.W. (1991). Trunk muscle and lumbar ligament contributions to dynamic lifts with varying degrees of trunk flexion. *Spine* 16(9): 1099-1107.
- Rosenburg, R., Seidel, H. (1989). Electromyography of lumbar erector spinae muscles influence of posture, interelectrode distance, strength, and fatigue. *Eur. J. Appl. Fysiol.* 59: 104-114.
- Schipplein, O.D., Trafimow, J.H., Andersson, G.B.J., Andriacchi, T.P. (1990). Relationship between moments at the L5/S1 level, hip and knee joint when lifting. *J. Biomechanics* 23(9): 907-912.
- Scholz, J.P. (1993a). The effect of load scaling on the coordination of manual squat lifting. *Human Movement Science* 12: 427-459.
- Scholz, J.P. (1993b). Organizational principles for the coordination of lifting. *Human Movement Science* 12: 537-576.
- SZW (1993). Besluit Fysieke Belasting. Ministerie van Sociale Zaken en Werkgelegenheid.
- Toussaint, H.M., Baar, C.E. van, Langen, P.P. van, Looze, M.P. de, Dieën, J.H. van (1992). Coordination of the leg muscles in backlift and leglift. *J. Biomechanics* 25(11): 1279-1289.
- Toussaint, H.M., Winter, A.F. de, Haas, Y. de, Looze, M.P. de Dieën, J.H. van, Kingma, I. (1995). Flexion relaxation during lifting implications for torque production by muscle activity and tissue strain at the lumbo-sacral joint. *J. Biomechanics* 28:199-210.
- Troup, J.D.G. (1977). Dynamic factors in the analysis of stoop and crouch lifting methods a methodological approach to the development of safe materials handling standards. *Orthop.Clin.N.Am.* 8(1): 201-209.
- Troup, J.D.G., Leskinen, T.P.J., Stalhammer, H.R., Kuorinka, I.A.A. (1983). A Comparison of intra-abdominal pressure increases, hip torque, and lumbar intervertebral compression in different lifting techniques. *Hum.Factors* 25(5): 517-525.
- Tveit, P., Daggfeldt, K., Hetland, S., Thorstensson, A. (1994). Erector spinae lever arm length variations with changes in spinal curvature. *Spine* 19(2): 199-204.
- Welbergen, E., Kemper, H.C.G., Knibbe, J.J., Toussaint, H.M., Clysén, L. (1991). Efficiency and effectiveness of stoop and squat lifting at different frequencies. *Ergonomics* 34(5): 613-624.
- Zuidema, H. (1985). National statistics in the Netherlands. *Ergonomics* 28(1): 3-7.