

# Innovatieve rugondersteuning

## De effecten van een passief exoskelet op spieractiviteit en volhoudtijd

Rugklachten zijn, na griep of verkoudheid, de tweede belangrijkste reden om te verzuimen en daarmee verantwoordelijk voor 15% van de verzuimdagen in Nederland. Ergonomische en organisatorische maatregelen kunnen deze risicofactoren verminderen. Ideaal zou een hulpmiddel zijn dat fysieke belasting op de rug vermindert en tevens flexibel is, altijd beschikbaar is en weinig specifieke kennis van de gebruiker vergt. Een zogenoemd exoskelet biedt hier mogelijk perspectief. In 2013 is een nieuw type exoskelet ontwikkeld, genaamd de Laevo. In dit artikel beschrijven we een experiment waarin het effect van de Laevo op de spieractiviteit in de romp- en beenspieren wordt onderzocht. Daarnaast is onderzocht of een eventuele reductie van rugspieractiviteit tot uiting komt in een langere volhoudtijd. De centrale vraag in dit onderzoek is dan ook: is er een verschil tussen het wel en niet dragen van het exoskelet voor de volhoudtijd en spieractiviteit van de romp- en beenspieren in een voorovergebogen houding?

**Karlijn Knitel, Jennifer van Eck, Tim Bosch en Michiel de Looze**

### Inleiding

Rugklachten zijn, na griep of verkoudheid, de tweede belangrijkste reden om te verzuimen en daarmee verantwoordelijk voor 15% van de verzuimdagen in Nederland (Van Der Molen et al., 2014). Fysiek zwaar werk, waaronder tillen, buigen, draaien, trekken en duwen en trillingen vormen een risico voor het ontstaan van lage rugklachten (Van Tulder & Koes, 2004; EASHW, 2000). Ergonomische en organisatorische maatregelen kunnen deze risicofactoren verminderen en daarmee de kans op lage rugklachten. Het is echter niet altijd mogelijk de werkomgeving of organisatie optimaal aan te passen. In sommige gevallen kunnen externe hulpmiddelen als een tillift uitkomst bieden. Deze vragen echter kennis van de gebruiker en zijn vaak tijdrovend in gebruik (Koppelaar et al., 2013; Lee et al., 2013; Engst et al., 2005). Ideaal zou een hulpmiddel zijn dat fysieke belasting op de rug vermindert en tevens flexibel is, altijd beschikbaar is en weinig specifieke kennis van de gebruiker vergt (Lee et al., 2013; Koppelaar et al., 2013). Een zogenoemd exoskelet biedt hier mogelijk perspectief. Dit is een hulpmiddel dat gebonden is aan het lichaam.

Exoskeletten kunnen worden onderverdeeld in actieve en passieve exoskeletten. Actieve exoskeletten maken gebruik van een externe aandrijving, bijvoorbeeld een elektromotor. Dit type wordt al veel toegepast in de revalidatie (Kawamoto & Sankai, 2002). Passieve exoskeletten maken, in tegenstelling tot actieve exoskeletten, geen gebruik van een externe aandrijving maar hebben de eigenschap energie op te slaan uit menselijke bewegingen door het gebruik van dempers en veren (Lee et al., 2012). Vergeleken met actieve exoskeletten zijn ze relatief simpel in het gebruik, flexibel en ook bruikbaar in kleine ruimtes.

### Over de auteur

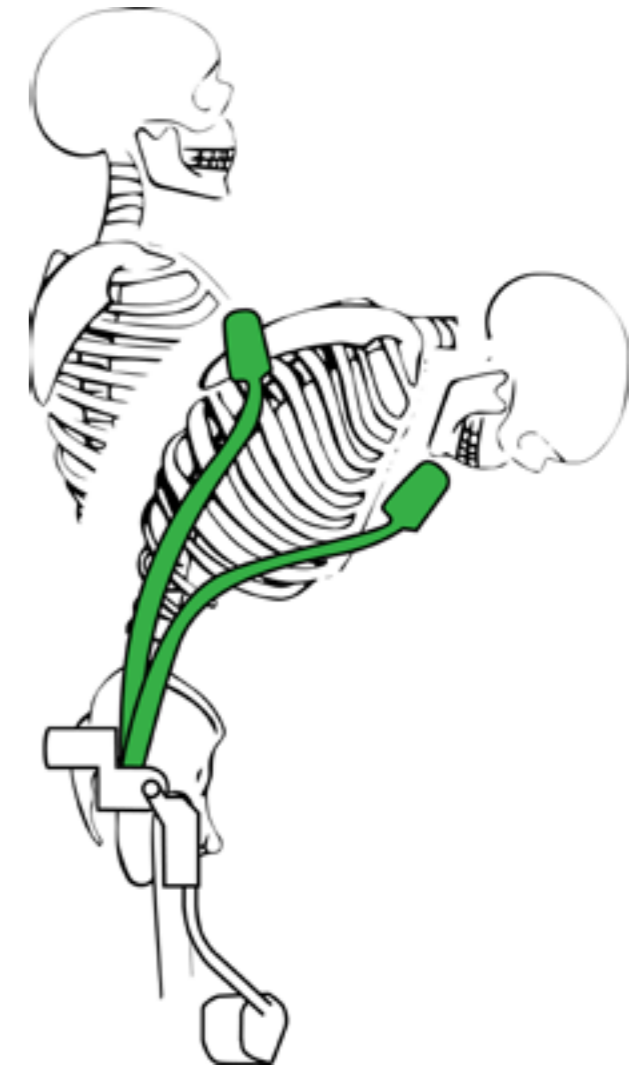


Drs. K. Knitel,  
Junior Research & Sales,  
Laevo, Delft.

karlijnknitel@hotmail.com

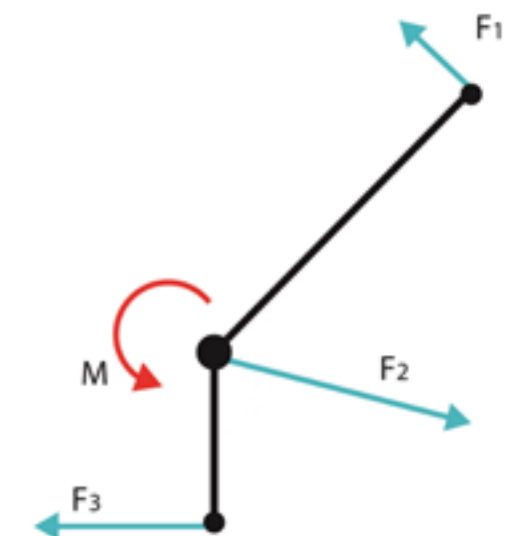


Afbeelding 1a. De Laevo met van boven naar beneden: de borstpads, rugpad, en beenpads.



Afbeelding 1b. Schematische weergave van de Laevo op het lichaam, en de vervorming bij bukken.

In 2013 is een nieuw type exoskelet ontwikkeld, genaamd de Laevo. De Laevo bevat drie typen 'pads' (zachte steun), twee borstpads, één rugpad en twee bovenbeenpads. Aan beide zijken van het lichaam zijn de pads verbonden door een buis van polycarbonaat, met karakteristieken van een veer (afbeelding 1a en 1b). Wanneer een persoon naar voren bukt, komen deze buizen op rek en leveren een kracht loodrecht op het lichaam ter hoogte van de borstpads (afbeelding 2). Door deze kracht wordt verwacht dat een deel van het gewicht van het bovenlichaam nu 'gedragen' wordt door het exoskelet. De Laevo grijpt op drie delen van het lichaam aan: de borst, rug en benen. Hierdoor ontstaan er op deze punten krachten die vanuit de Laevo op het lichaam werken (afbeelding 2: F1, F2, F3). Door deze krachten genereert de Laevo moment M (afbeelding 2). Het doel van het dragen van het exoskelet is het verminderen van de belasting in de rug. De krachten die normaal door de rugspieren worden gegeneerd,



Afbeelding 2. Schematische weergave van krachten en moment. F1 F2 F3 = krachten van onbekende grootte en richting veroorzaakt door de Laevo;  $\alpha$  = hoek van Laevo; M = moment rond heup veroorzaakt door Laevo.

worden nu deels weggeleid van de rug door het exoskelet. De verwachting is dat deze krachten niet meer door rug de gaan, maar van de borst naar de benen worden geleid. Om in balans te blijven kan worden verwacht dat de bovenbeenspieren actiever worden bij het dragen van de Laevo.

In dit artikel beschrijven we een experiment waarin het effect van de Laevo op de spieractiviteit in de romp- en beenspieren wordt onderzocht. Wanneer de spieractiviteit afneemt, neemt het risico op rugklachten af (Ferguson & Marras, 1997). Daarnaast is onderzocht of een eventuele reductie van rugspieractiviteit tot uiting komt in een langere volhoudtijd. De centrale vraag in dit onderzoek is dan ook: is er een verschil tussen het dragen van het exoskelet en het niet dragen van een exoskelet voor de volhoudtijd en spieractiviteit van de romp- en beenspieren in een voorovergebogen houding?

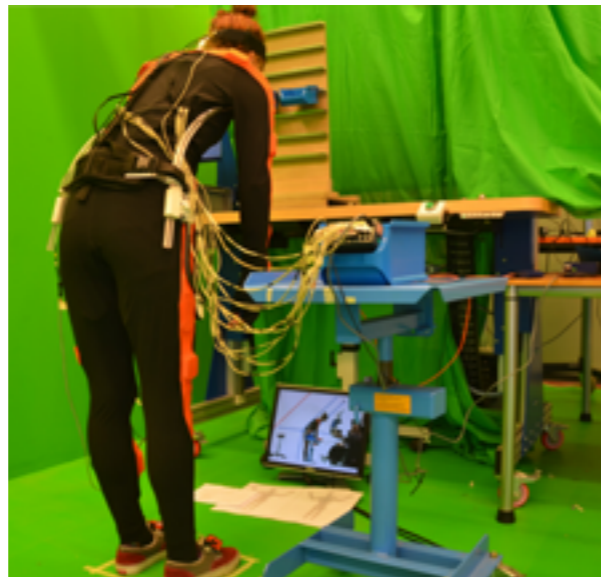
**Methode**

**Protocol**

Het experiment werd uitgevoerd door 18 proefpersonen (9 vrouwen en 9 mannen, met een gemiddelde (SD) leeftijd van 25 jaar (±8 jaar). Elke proefpersoon moest een statische houdingtaak uitvoeren, een keer mét en een keer zonder Laevo. De volgorde van deze twee condities werd systematisch gevarieerd. De proefpersonen werden geïnstrueerd een houding aan te nemen van 40 graden rompflexie, gedefinieerd als de hoek tussen de lijn van de wervels C7-L5 en de verticaal. De taakduur was afhankelijk van de toename van het zelf gerapporteerde lokaal ervaren ongemak (LEO) (Grinten & Smitt, 1992). De proefpersonen werd elke minuut gevraagd naar de mate van discomfort in de rug, op een schaal van 0-10 (Borg, 1982), waarbij een 0 betekent dat er geen enkele last wordt ervaren en een 10 dat er maximale last wordt ervaren. Wanneer de proefpersonen een 4 (tamelijk veel last) scoorden op deze schaal, in de onderrug, werd de taak door de onderzoeker gestopt. De tijd totdat score 4 werd ervaren, werd de volhoudtijd genoemd.

Tijdens de taak werd de spieractiviteit met oppervlakte-elektromyografie (EMG) (16 kanaals EMG versterker, TMSI, Enschede) gemeten aan beide zijden van drie rugspieren (m. Erector Spinae Iliocostalis (ESI), m. Erector Spinae Longissimus (ESL) en m. Trapezius pars Ascendens (TA)), twee buikspieren (m. Rectus Abdominus (RA) en m. Obliquus Abdominus (OA)) en de Hamstrings (Biceps Femoris (BF)).

Daarnaast werden de lichaamshouding en bewegingen gemeten door middel van een 3D motion tracking suit (XSENS Technologies B.V., Enschede). Dit werd gedaan om achteraf te bepalen of de romphoek daadwerkelijk 40 graden bedroeg. Om de variatie in houding zo veel mogelijk te beperken, werd de houding ook tijdens het



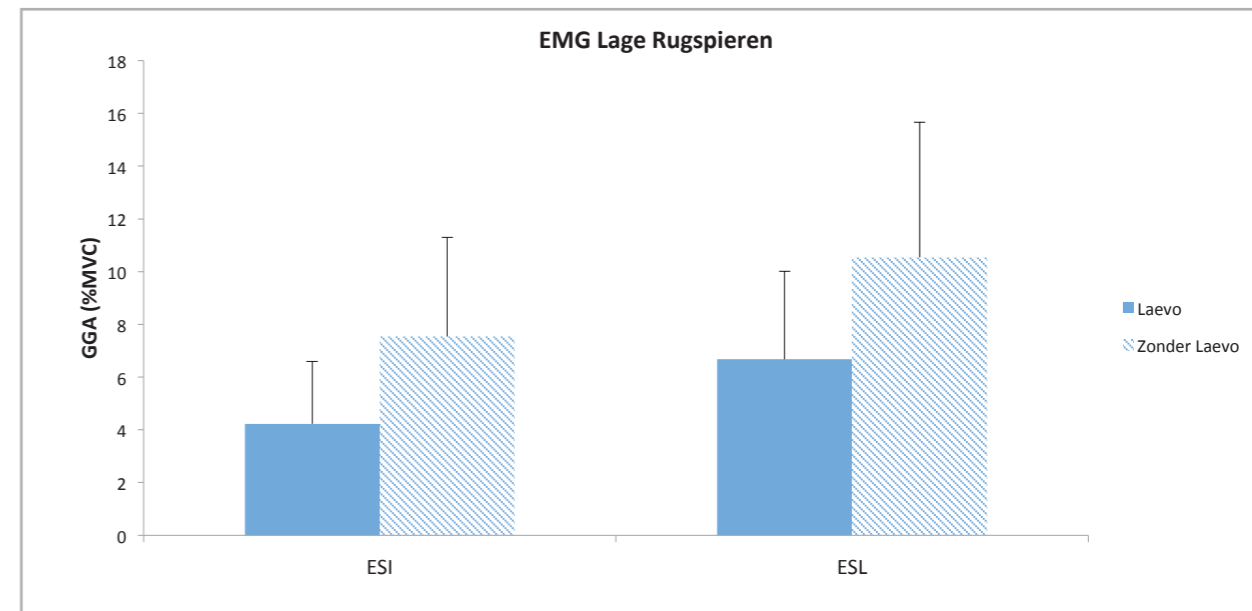
Afbeelding 3. Testopstelling, op het scherm is de output van de Ergomix te zien, gebruikt als middel om de romphoek te controleren. Foto: Tim Bosch.

experiment gecontroleerd met visuele observaties. Door middel van groene-scherm-filmtechnieken (Ergomix, Hallbeck et al., 2010) werd de proefpersoon op een televisiescherm geprojecteerd. Hierop werden twee parallelle lijnen weergegeven die een hoek van 40 graden maakten met de verticaal. Om te zorgen dat de proefpersoon niet van houding veranderde moest deze tussen de twee parallelle lijnen blijven staan (afbeelding 3) en ontving hij hierover feedback van de onderzoeker. Tevens kon de proefpersoon zichzelf controleren via eenzelfde videoscherm.

**Data analyse**

Voor de EMG werd het ruwe signaal gefilterd (Bandpass, 10-400Hz) en gesampled met 2000Hz. Vervolgens werd het signaal geanalyseerd met behulp van MATLAB (The MathWorks Inc., Natick, MA, USA). De gemiddelde, gelijkgerichte amplitude van het EMG-signaal werd berekend van de gehele taak. De amplitude werd gebruikt omdat dit signaal ruwweg evenredig oploopt met de kracht van de onderliggende spier. Echter, deze amplitudes kunnen per persoon sterk verschillen, een amplitude van bijvoorbeeld 10 mV voor persoon A hoeft niet dezelfde kracht te betekenen voor persoon B. Daarom werd er genormaliseerd naar de Maximale Vrijwillige Contractie (MVC) welke voorafgaand aan het experiment werd gemeten. Hierdoor is dan bekend welke amplitude hoort bij de maximale kracht en kan de EMG relatief in termen van kracht of activiteit worden beoordeeld.

De lichaamshoudingdata, verkregen met XSENS, werd gesampled met 120Hz. De gemiddelde romphoek (zoals eerder gedefinieerd) werd eveneens berekend met behulp van MATLAB. De statistische analyse werd gedaan met SPSS (IBM SPSS Statistics 21).



Afbeelding 4. Gemiddelde EMG-amplitude (%MVC) van de lage rugspieren. ESI = m. Erector Spinae Iliocostalis, ESL = m. Erector Spinae Longissimus. Foutbalken geven de standaarddeviatie weer.

**Resultaten**

**EMG**

Wanneer de proefpersoon de Laevo draagt, worden de rugspieren minder actief. Dit valt af te leiden uit de amplitude van het EMG-signaal. Deze is voor de drie gemeten rugspieren (ESI, ESL en TA) significant lager ( $p < 0,001$ ) (afbeelding 4). Gemiddeld over alle proefpersonen is er sprake van een afname in spieractiviteit van 44% voor de ESI, van 37% voor de ESL en van 50% voor de TA (zie tabel 1).

Voor de rechte buikspieren (RA) is de EMG amplitude ook significant lager (12%,  $p = 0,0015$ ) in de conditie met Laevo. Voor de schuine buikspieren (OA) is er geen verschil in spieractiviteit tussen beide condities (tabel 1). Opvallend is dat ook de beenspieren minder actief zijn

wanneer de Laevo wordt gebruikt. De EMG amplitude van de bovenbeenspieren (BF) is significant lager in de conditie met Laevo ( $p < 0,001$ ) (tabel 1). Gemiddeld over alle proefpersonen is er een 24% reductie van spieractiviteit van de bovenbeenspieren wanneer men de Laevo draagt.

**Houding en beweging**

Wanneer de proefpersoon de Laevo draagt, is de romphoek gemiddeld 35,2 (±11) graden, zonder de Laevo is deze hoek gemiddeld 30,6 (±6,8) graden. Deze verschillen zijn echter niet significant.

**Volhoudtijd**

Wanneer de proefpersonen de Laevo dragen, kunnen zij de taak gemiddeld drie keer zo lang volhouden dan zonder de Laevo ( $p < 0,001$ ). Als ze de Laevo dragen,

Tabel 1. Gemiddelde EMG-amplitude (%MVC) voor elke spier met statistische uitkomsten. m. Erector Spinae Iliocostalis (ESI), m. Erector Spinae Longissimus (ESL) en m. Trapezius pars Ascendens (TA), twee buikspieren; m. Rectus Abdominus (RA) en m. Obliquus Abdominus (OA), en de Hamstrings; Biceps Femoris (BF).

Muscle	Laevo (SD)	Zonder Laevo (SD)	Zonder Laevo-Laevo in %	df	F	P
BF	8.02 (3.5)	10.56 (4.9)	24	1	26,193	<0.001
OA	2.76 (2.6)	2.60 (2.6)	-6	1	1,623	0,221
RA	0.90 (0.6)	1.02 (0.7)	12	1	7,48	0,015
ESI	4.23 (2.4)	7.54 (3.8)	44	1	32,24	<0.001
ESL	6.67 (3.3)	10.54 (5.1)	37	1	30,432	<0.001
TA	3.00 (1.7)	6.01 (2.9)	50	1	29,776	<0.001

houden ze het gemiddeld 9,7 ( $\pm 5$ ) minuten vol, zonder de Laevo is dit gemiddeld 3,2 ( $\pm 1,8$ ) minuten.

### Discussie

De Laevo is ontwikkeld om werkgerelateerde rugklachten te verminderen. In dit artikel wordt een laboratoriumexperiment beschreven waarin het potentieel belasting verlagend effect van Laevo werd bepaald tijdens een statisch voorovergebogen houding. Een dergelijke werkhouding zien we bijvoorbeeld bij verpleegkundigen aan het bed, orderpickers of werk in de kassen.

In de lage rug vonden we een afname van spieractiviteit. Het principe van de Laevo werkt dus: de op spanning gebrachte structuren van het exoskelet nemen een deel van de belasting over en leiden deze weg naar andere delen van het lichaam. Het beperkt dus de noodzaak voor spieractiviteit. Verder werd verwacht dat de belasting die van de rug weg wordt geleid, naar de benen zou worden geleid. Deze kracht, gericht op de knie, dwingt de knie tot strekking, zelfs tot overstrekking wanneer dit niet wordt tegengegaan door spierkracht. Om deze overstrekking van de knie te voorkomen werd verwacht dat de beenspier (BF) een hogere activiteit zou laten zien bij het dragen van de Laevo. Echter werd het tegenovergestelde gevonden, een afname van spieractiviteit voor de BF tijdens de conditie met Laevo. Dit kan op twee manieren worden verklaard. Ten eerste werd geobserveerd dat proefpersonen overstrekking toelieten waardoor buiging en dus activiteit van de BF overbodig werd. Dit kan worden verklaard uit het 'minimum principe': overstrekken van de knie kost het lichaam zo min mogelijk energie. Dit zou gepaard kunnen gaan met een verhoogd risico op knieklachten door het 'impingement' (beklemmen) van de voorste kruisband (Jagodzinski et al., 2000). Ten tweede fungeert de beenspier (BF) ook als heupstrekker (Gallagher & Hamrick, 1991). In voorovergebogen positie neemt de Laevo een deel van dit moment over, wat impliceert dat de BF minder activiteit hoeft te leveren dan wanneer de Laevo niet wordt gedragen. Ten slotte werd voor de buikspieren (RA, OA) enkel een afname in activiteit gevonden voor de RA tijdens de conditie met Laevo. Dit kan worden begrepen vanuit de functie van de buikspieren als co-contractor tijdens statisch bukken (Looze et al., 1999).

De gevonden resultaten met betrekking tot de rugspieren worden ook gevonden in de literatuur voor vergelijkbare passieve exoskeletten. In het geval van statische taken, zoals ook het geval in dit onderzoek, werd voor de PLAD (bestaande uit elastische elementen, parallel lopend aan de Erector Spinae) (Graham et al., 2009) en BNDR (Ulrey & Fathallah, 2013) een afname gevonden van 10-25% voor de

spieractiviteit van de rugspieren. In dit onderzoek lag de focus op een statische taak, voor de PLAD en BNDR is er ook onderzoek gedaan naar dynamische taken, zoals tillen. In deze studies werd een afname gevonden (tussen de 10-40%) van spieractiviteit in de rugspieren (Abdoli-Eramaki et al., 2006; Abdoli-Eramaki et al., 2008; Frost et al., 2009; Ulrey & Fathallah, 2013; Whitfield et al., 2014).

Naast de reductie van spieractiviteit zijn er waarschijnlijk ook positieve effecten van de Laevo op de krachten, met name de compressiekrachten, in de (lumbale) wervelkolom, omdat dit grotendeels wordt bepaald door de spieractiviteit in de rug (Chaffin, 1969). Ook al is dit nu niet direct voor de Laevo onderzocht, dit is wel onderzocht voor de eerder genoemde passieve exoskeletten. Voor tiltaken werd voor de PLAD een afname van 23-29% gevonden voor compressiekrachten op L4/L5 (Abdoli-Eramaki et al., 2007). Dit was ook het geval voor statisch bukken voor de PLAD en BNDR (tussen de 12-13%) (Graham et al., 2009; Ulrey & Fathallah, 2013). Deze afname in compressiekrachten zal waarschijnlijk ook voor de Laevo gelden, gezien de relatie tussen EMG en compressiekrachten en de gevonden afname van compressiekrachten bij de vergelijkbare exoskeletten.

Een ander gevolg van de lagere spieractiviteit is dat de spieren minder belast worden en daardoor minder snel vermoeid. In dit experiment, is dit gemeten aan de hand van de volhoudtijd. We vonden dat met de Laevo proefpersonen de taak gemiddeld zes minuten langer konden volhouden, zonder al te veel fysiek ongemak te ervaren. Dit is gemiddeld een factor 3 langer ten opzichte van de situatie waarin geen Laevo werd gedragen. Dit duidt erop dat bij de eerder genoemde beroepen (verpleging, orderpickers, werk in kassen), naast minder compressiekrachten in de rug, ook minder snel vermoeidheid zou kunnen optreden.

Ten slotte werd ook de romphoek gemeten als controle variabele. Uit de bewegingsdata bleek dat de romphoek niet significant verschilde voor de twee condities. Dit bevestigt dat de gevonden resultaten ook daadwerkelijk het gevolg zijn van het dragen van de Laevo en niet van een andere houding.

Een kritische kanttekening bij passieve exoskeletten in het algemeen, is dat het ook mogelijk is dat hierdoor de rugspieren verslappen. Eisinger et al. (1996) hebben de effecten van een lumbale orthese onderzocht. Uit dit onderzoek volgde dat het langdurig dragen van dergelijke orthesen geassocieerd wordt met zwakte van de rompspieren. Zij adviseerden gebruikers van lumbale orthesen dan ook om de draagtijd zo veel mogelijk te beperken of het dragen te combineren met krachtoefeningen voor de rug. Bij gebrek aan

langetermijnonderzoek met de Laevo is het nog onbekend of dit ook gebeurt bij de Laevo. Gegeven is echter dat de Laevo niet de gehele functie van de rugspieren overneemt (gemiddeld immers 40%). Tot meer onderzoek gedaan is, adviseren wij wat betreft het gebruik van de Laevo om deze inderdaad te combineren met krachtoefeningen, buiten werktijd. Om meer te kunnen zeggen en een beter advies op te kunnen stellen is het noodzakelijk om praktijkonderzoek te doen met dynamische taken, zoals tillen.

Deze resultaten impliceren dat de Laevo de rugspieractivatie vermindert bij werken in voorovergebogen houdingen, maar de effecten op daadwerkelijke gezondheidsproblemen moeten nog worden vastgesteld.

### Abstract

In this study the effects of a new type of a passive exoskeleton, the Laevo, were experimentally evaluated. This was done during a static holding task. Eighteen subjects participated in the task, consisting of two conditions: with and without Laevo. Subjects stood in a posture of 40 degrees trunk flexion, until they scored "4" on the Locally Perceived Discomfort Scale (LPD). As a result of wearing the Laevo, the holding time was multiplied by factor three. During the task, EMG was measured in three back muscles, the legs and abdominal muscles. Wearing the Laevo resulted in a significantly reduced muscle activity of the back muscles: 44% on average. For the legs, a 24% reduction was found. These findings suggest that the Laevo is an interesting and promising device to reduce loading in the back during frequent or prolonged work in bended postures.

### Referenties

- Abdoli-Eramaki, M., & Stevenson, J.M. (2008). The effect of on-body lift assistive device on the lumbar 3D dynamic moments and EMG during asymmetric freestyle lifting. *Clinical Biomechanics*, 23(3), 372-380.
- Abdoli-Eramaki, M., Agnew, M.J., & Stevenson, J.M. (2006). An on-body personal lift augmentation device (PLAD) reduces EMG amplitude of erector spinae during lifting tasks. *Clinical Biomechanics*, 21(5), 456-465.
- Abdoli-Eramaki, M., Stevenson, J.M., Reid, S.A., & Bryant, T.J. (2007). Mathematical and empirical proof of principle for an on-body personal lift augmentation device (PLAD). *Journal of biomechanics*, 40(8), 1694-1700.
- Borg, G.A.V. (1982). Psychophysical bases of perceived exertion. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 14(5), 377-381.
- Chaffin, D.B. (1969). A computerized biomechanical model development of and use in studying gross body actions. *Journal of biomechanics*, 2(4), 429-441.
- Eisinger, D.B., Kumar, R., & Woodrow, R. (1996). Effect of Lumbar Orthotics on Trunk Muscle Strength. *American Journal of Physical Medicine & Rehabilitation*, 75(3), 194-197.
- Engst, C., Chokar, R., Miller, A., Tate, R.B., & Yassi, A. (2005). Effectiveness of overhead lifting devices in reducing the risk of injury to care staff in extended care facilities. *Ergonomics*, 48(2), 187-199.
- European Agency for Safety and Health at Work [EASHW] (2007). E-fact 9 - Work-related musculoskeletal disorders (MSDs): an introduction.

- Ferguson, S.A., & Marras, W.S. (1997). A literature review of low back disorder surveillance measures and risk factors. *Clinical Biomechanics*, 12(4), 211-226.
- Floyd W.F., & Silver P.H.S. (1955). The function of the erector spinae muscles in certain movements and postures in man. *Journal of Physiology*, 129, 184-203.
- Frost, D.M., Abdoli-Eramaki, M., & Stevenson, J.M. (2009). PLAD (personal lift assistive device) stiffness affects the lumbar flexion/extension moment and the posterior chain EMG during symmetrical lifting tasks. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 19(6), e403-e412.
- Gallagher, S., & Hamrick, C.A. (1991). The kyphotic lumbar spine: Issues in the analysis of the stresses in stooped lifting. *International Journal of Industrial Ergonomics*, 8(1), 33-47.
- Graham, R.B., Agnew, M.J., & Stevenson, J.M. (2009). Effectiveness of an on-body lifting aid at reducing low back physical demands during an automotive assembly task: Assessment of EMG response and user acceptability. *Applied ergonomics*, 40(5), 936-942.
- Grinten, M.P. van der, & Smitt, P. (1992). Development of a practical method for measuring body part discomfort. *Advances in industrial ergonomics and safety*, 4, 311-8.
- Hallbeck, M.S., Bosch, T., Van Rhijn, G.J., Krause, F., de Looze, M. P., & Vink, P. (2010). A tool for early workstation design for small and medium enterprises evaluated in five cases. *Human Factors and Ergonomics in Manufacturing & Service Industries*, 20(4), 300-315.
- Hamberg-van Reenen, H.H., Beek, A. J. van der, Blatter, B.M., Grinten, M.P. van der, Mechelen, W. van, & Bongers, P.M. (2008). Does musculoskeletal discomfort at work predict future musculoskeletal pain? *Ergonomics*, 51(5), 637-648.
- Jagodzinski, M., Richter, G.M., & Pässler, H.H. (2000). Biomechanical analysis of knee hyperextension and of the impingement of the anterior cruciate ligament: a cinematographic MRI study with impact on tibial tunnel positioning in anterior cruciate ligament reconstruction. *Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy*, 8(1), 11-19.
- Kawamoto, H., & Sankai, Y. (2002). Power assist system HAL-3 for gait disorder person. In: *Computers helping people with special needs* (pp. 196-203). Springer Berlin Heidelberg.
- Koppelaar, E., Knibbe, J.J., Miedema, H.S., & Burdorf, A. (2013). The influence of individual and organisational factors on nurses' behaviour to use lifting devices in healthcare. *Applied ergonomics*, 44(4), 532-537.
- Lee, H., Kim, W., Han, J., & Han, C. (2012). The technical trend of the exoskeleton robot system for human power assistance. *International Journal of Precision Engineering and Manufacturing*, 13(8), 1491-1497.
- Lee, S.J., Faucett, J., Gillen, M., & Krause, N. (2013). Musculoskeletal pain among critical-care nurses by availability and use of patient lifting equipment: An analysis of cross-sectional survey data. *International journal of nursing studies*, 50(12), 1648-1657.
- Looze, M.P., Groen, H. de, Horemans, H., Kingma, I., & Dieën, J.H., van (1999). Abdominal muscles contribute in a minor way to peak spinal compression in lifting. *Journal of Biomechanics*, 32, 655-662.
- Picavet, H.S.J. (2005). *Aspecifieke lage rugklachten: Omvang en gevolgen*. Centrum voor Preventie-en Zorgonderzoek.
- Ulrey, B.L., & Fathallah, F.A. (2013). Effect of a personal weight transfer device on muscle activities and joint flexions in the stooped posture. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 23(1), 195-205.
- Molen, H. van der, Kuijjer, P., Groene, G. de, Bakker, J., Sorgdrager, B., Lenderink, A., et al. (2014). *Beroepsziekten in cijfers 2014*. Nederlands Centrum voor Beroepsziekten, Coronel Instituut voor Arbeid en Gezondheid, AMC, UVA.
- Tulder, M.W. van, & Koes, B.W. (2004). *Evidence-based handelen bij lage rugpijn*. Houten: Bohn Stafleu van Loghem.
- Whitfield, B.H., Costigan, P.A., Stevenson, J.M., & Smallman, C.L. (2014). Effect of an on-body ergonomic aid on oxygen consumption during a repetitive lifting task. *International Journal of Industrial Ergonomics*, 44(1), 39-44.