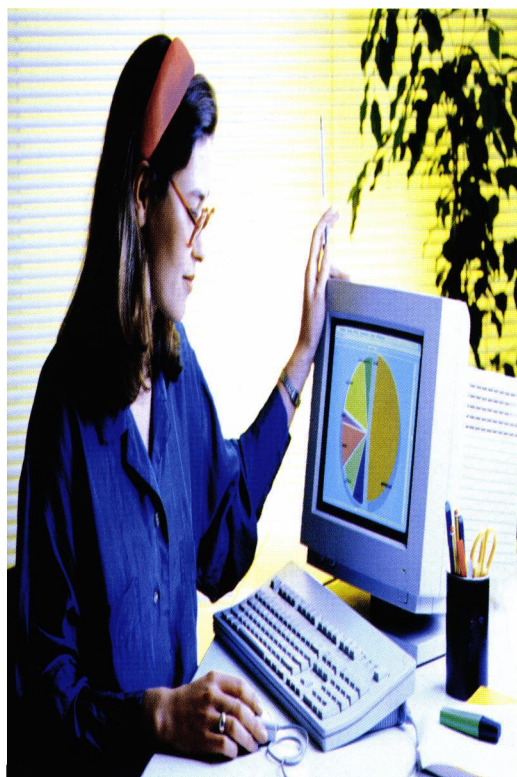


De invloed van schouderbelasting en knijpkracht op het ontstaan van RSI-klachten aan de onderarm of handen

Heleen de Kraker^{1,2,3}, Miriam Smits¹, Bart Visser^{1,2,3} en Jaap van Dieën¹

Een van de oorzaken die vaak wordt genoemd als veroorzaker van RSI-klachten, is een belemmerde bloedtoevoer naar de werkende spieren. Het doel van dit onderzoek was het bepalen van de invloed van knijpkracht en schouderbelasting op de bloedtoevoer naar de onderarm tijdens een intermitterende knijptaak. De intensiteit van de knijptaak was ingesteld op 0, 10 en 25% van de maximale knijpkracht. De drie niveaus van schouderbelasting waren hangende schouders, opgetrokken schouders en opgetrokken schouders met een toegevoegde last. De werk-rust verhouding van de knijptaak was 10:2 seconden en de taak werd gedurende drie minuten uitgevoerd. Tijdens de knijptaak en de daaropvolgende herstelperiode, werd de bloedtoevoer gemeten met een Doppler ultrasound apparaat. De EMG-activiteit (elektromyografie) van de m. trapezius, en drie onderarm spieren werd alleen gemeten gedurende de drie minuten dat de knijptaak werd uitgevoerd. Zowel knijpkracht als schouderbelasting hadden een significant effect op de bloedtoevoer (respectievelijk $p=0.000$ en $p=0.024$). EMG van de onderarm spieren steeg met toegenomen knijpkracht. EMG van de trapezius nam toe met toegenomen schouderbelasting en was hoger tijdens de 0% knijpkracht conditie dan tijdens de 10% en 25% knijpkracht condities. Mechanismen die de relatie tussen toegenomen schouderbelasting en afgenomen bloedtoevoer naar de onderarm mogelijk verklaren, zijn compressie van de vaten in de schouderregio en competitie om het aanwezige bloedvolume. Schouderbelasting lijkt dus van invloed te zijn op de bloedtoevoer naar de onderarm en is dus een factor waar bij RSI-preventie rekening mee gehouden moet worden.



Inleiding

De term 'RSI' ('repetitive strain injury') wordt gebruikt voor klachten en aandoeningen aan de handen, armen, nek en schouders. De klachten kunnen zowel spier-, pees- als zenuwweefsel betreffen (Van Galen, 1999; Kuorinka en Forcier, 1995). De naam RSI is feitelijk niet correct, daar deze suggereert dat herhaling de enige factor is die voor schade kan zorgen. Andere factoren, zoals de kracht waarmee de beweging wordt uitgevoerd, de gewrichtshoeken in de

1 Faculteit der Bewegingswetenschappen,
Vrije Universiteit Amsterdam;

2 TNO Arbeid;

3 Body@Work, Onderzoekscentrum Bewegen,
Arbeid en Gezondheid, TNO-VU

structuren van de schouder liep (zie figuur 1). Met het opleggen van deze drie niveaus van statische belasting op de schouders werd beoogd de range van niveaus van spieractivatie, die tijdens diverse werkzaamheden voorkomt, af te dekken.



Figuur 1. De meetopstelling. Het tuijje werd omgedaan als een rugzak en was voorzien van zacht materiaal om het comfort te vergroten en de druk te verdelen. In de cirkel is het lusje te zien waaraan de last werd opgehangen. De computermonitor geeft het feedbacksignaal voor de knijpkracht aan. Rechts het Doppler apparaat.

In totaal werden 9 trials (drie knijpkrachten x drie niveaus van schouderbelasting) van elk 5 minuten uitgevoerd. De knijptaak werd gedurende drie minuten uitgevoerd met een werk-rust verhouding van 10:2 seconden (10 seconden contractie gevolgd door twee seconden relaxatie). Het tweede deel van de trials bestond uit een herstelperiode van twee minuten. Tussen de trials werd tenminste drie minuten rust gehouden.

Data acquisitie

De gemiddelde stroomsnelheid van het bloed is per hartslag gemeten met behulp van een Doppler ultrasound apparaat (Diasonics VST Masters Series System). De sensor van het Doppler apparaat (5 MHz, Curved Linear Array) werd net boven de elleboog geplaatst, op de locatie waar de slagader, a. brachialis, oppervlakkig in de arm loopt. Signaalversterking werd gelijk gehouden voor alle proefpersonen, gedurende alle metingen. De ingestelde diepte was 4 cm. Alle opnamen zijn opgeslagen op videobanden. Metingen werden uitgevoerd gedurende de gehele trial (vijf minuten). Aan het eind van het complete experiment zijn drie diameter metingen van de a. brachialis gedaan.

De EMG-metingen zijn gedaan op de spierbuiken van de vier spieren. Hierbij werd gebruik gemaakt van een EMG-systeem (Porti 17S, TMS international, soft-

ware Poly5) en bipolaire oppervlakte elektroden (Medicotest, Denmark). De EMG-metingen werden alleen tijdens de knijptaak gedaan (drie minuten).

Data-analyse

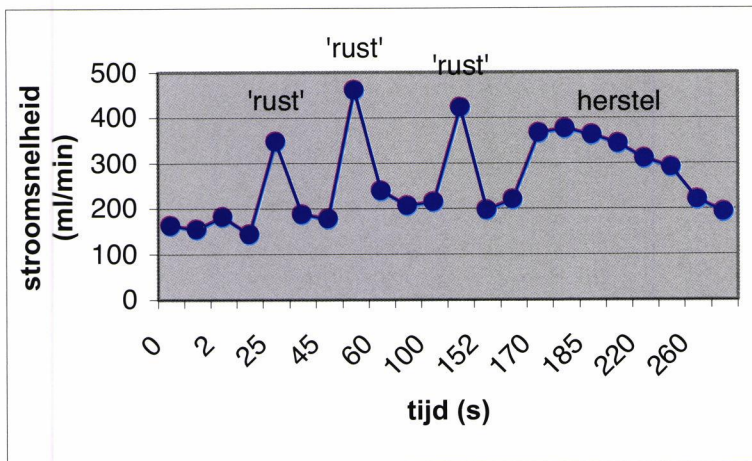
De doorbloedingsdata werd eerst met software op het Doppler ultrasound apparaat vanaf de videobanden geanalyseerd. De gemiddelde stroomsnelheid werd op vooraf vastgestelde momenten berekend. Zes maal gedurende de eerste en de vierde minuut (d.w.z. de eerste minuut van de knijptaak en het herstel, waarin de te verwachten veranderingen het grootste zijn) en drie maal gedurende de tweede, derde en vijfde minuut van de trials (d.w.z. de tweede en derde minuut van de knijptaak en de tweede minuut van het herstel, om het verdere verloop in tijd te volgen). Omdat het opnemen van de doorbloedingsdata een moeilijke taak is die veel precisie en oefening in het bewegen van de sensor vereist, werd de data eerst gecontroleerd op missende waarden. Tien van de 13 Doppler data sets waren voldoende compleet en dus geschikt voor analyse. Uit iedere trial werden twee tijdsperiodes (60-180 en 210-300 s, representatief voor knijptaak en herstel) gebruikt voor verdere analyse.

Omdat de data van de knijptaak zowel data punten van de 10 seconden contractie ('werk' punten) als de twee seconden relaxatie ('rust' punten, zie figuur 2) bevat, werden de 'rust' punten, waar nodig, geïdentificeerd. Om te voorkomen dat de invloed van de 'rust' punten over- of onderschat werd, is een gewogen gemiddelde, gebaseerd op de werk-rust verhouding (10: 2 seconden), berekend. Het gewogen gemiddelde van alle proefpersonen werd vervolgens berekend per trial en voor de twee tijdsperiodes.

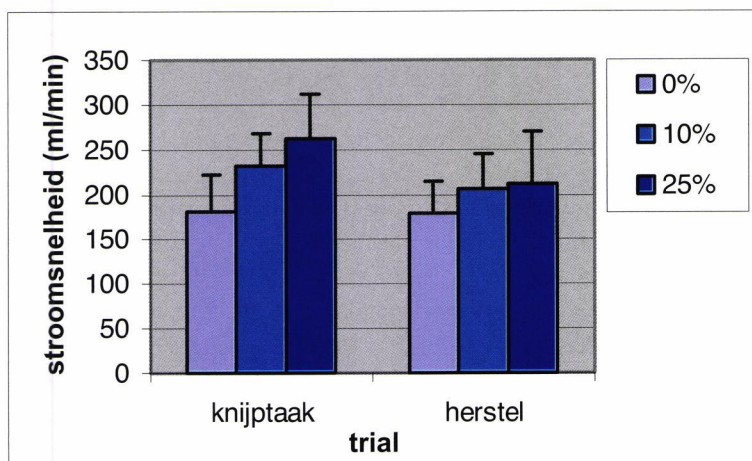
Uiteindelijk zijn de doorbloedingswaarden omgerekend naar absolute waarden, namelijk bloed volume naar de onderarm per tijdseenheid, volgens de formule: $F = (\text{gemiddelde stroomsnelheid}) * \pi r^2$, waarin F de absolute waarde is in ml/min, $\text{gemiddelde stroomsnelheid}$ de gemeten bloedtoevoer en r de radius van de a. brachialis in cm (Hughson e.a., 1996). De EMG-data werden gelijkgericht, gefilterd en aan de maximale waarden van activatie gerelateerd. Vervolgens werd voor elke spier het statisch (10^{de} percentiel, P10), gemiddelde (50^{ste} percentiel, P50) en piekniveau (90^{ste} percentiel, P90) van de spieractiviteit berekend.

Statistiek

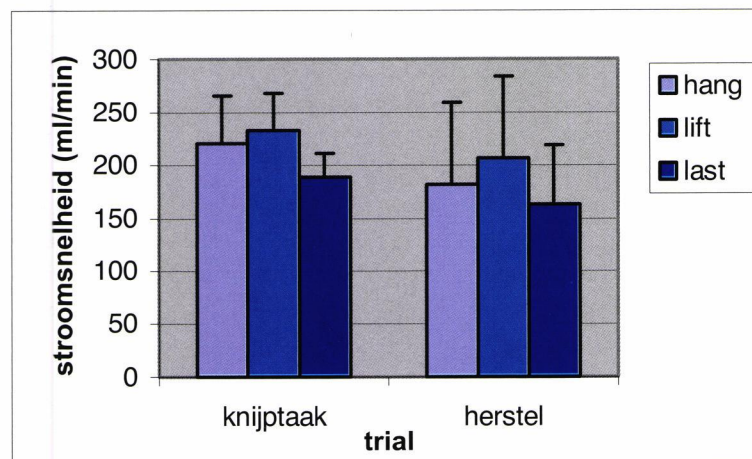
Voor de statistische analyse van de data is gebruik gemaakt van SPSS software (versie 7.5). Voor ontbrekende gegevens, is een 'missing values analysis'



Figuur 2. Karakteristiek tijdsverloop van de doorbloeding tijdens de knijptaak (drie minuten) en het herstel (twee minuten). Waarden zijn van de hangende schouders (hang) en 25% knijpkracht conditie. Let op de snelle respons van de doorbloeding tijdens rust en herstel.



Figuur 3. Gemiddelde en standaarddeviatie van de stroomsnelheid van het bloed tijdens de knijptaak en het herstel gedurende de schouderbelasting 'lift' en drie niveaus van knijpkracht (0, 10 en 25% Fmax).



Figuur 4. Gemiddelde en standaarddeviatie van de stroomsnelheid van het bloed tijdens de knijptaak en het herstel voor 10% knijpkracht en drie niveaus van schouderbelasting.

gedaan met een EM-schatting (estimated means, maximaal 100 iteraties). Voor het aantonen van de aanwezige hoofd- en interactie-effecten van knijpkracht, schouderbelasting en tijd is een ANOVA voor herhaalde metingen gedaan. Post-hoc werden eventuele effecten nader beoordeeld met wederom ANOVA voor herhaalde metingen. Het gebruikte significantie niveau is $p < 0.05$.

Resultaten

Om het tijdsverloop van de bloedtoevoer en de temporele invloed van de 'rust' punten weer te geven, is het tijdsverloop van een karakteristieke proefpersoon in figuur 2 gegeven. De pieken op de tijdstippen 26, 60 en 125 seconden zijn de geanalyseerde 'rust' punten in deze trial.

Tabel 1, overzichtstabel van de statistische analyse van de Doppler data. Waarden met een (*) gemarkeerd zijn significant ($p < 0.05$). Post-hoc testen zijn alleen weergegeven als een significant effect is gevonden

		schouder		knijpkracht		interactie
			s		s	s
effect	knijptaak		.024 *		.000 *	.311
effect	herstel		.156		.226	.088
post-hoc	knijptaak	hang<lift	.274	0<10%	.000 *	
		hang>last	.073	0<25%	.000 *	
		lift>last	.005 *	10<25%	.000 *	

De gemiddelde stroomsnelheden van het bloed van 10 proefpersonen, voor drie niveaus van knijpkracht en drie niveaus van schouderbelasting zijn gegeven in respectievelijk figuur 3 en 4. Zowel de waarden tijdens de knijptaak als de waarden tijdens het herstel zijn gegeven. Voor zowel knijpkracht als schouderbelasting werd een significant effect op stroomsnelheid gevonden ($p=.000$ en $p=.024$ respectievelijk).

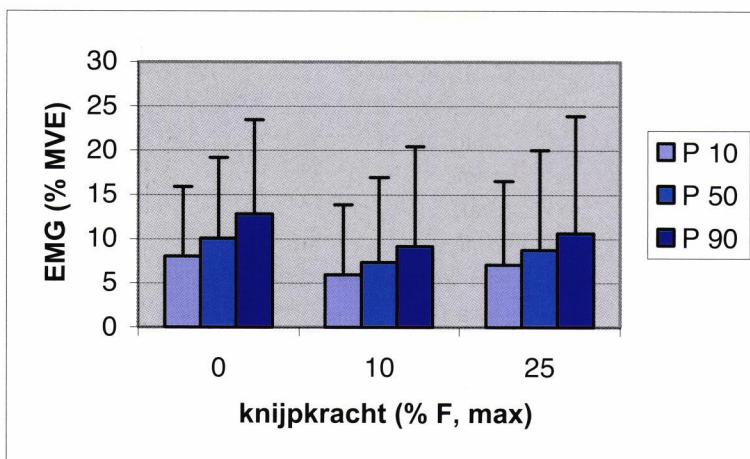
Post-hoc werd het effect van het opleggen van schouderbelasting uitsluitend verklaard door een significant lagere stroomsnelheid van het bloed bij de last conditie in vergelijking met de lift conditie ($p=.005$). Uit alle post-hoc testen voor het effect van knijpkracht bleek een significante toename van de bloedtoevoer bij toegenomen knijpkracht. Er zijn geen interactie effecten gevonden. In de herstelperiode zijn geen significante effecten van knijpkracht noch schouderbelasting gevonden. Een overzicht van de hoofd- en posthoc-effecten is gegeven in tabel 1. Bij de vergelijking tussen de gemiddelde bloedtoevoer tijdens de knijptaak en het herstel, bleek dat de bloedtoevoer tijdens het herstel significant lager was ($p=.003$).

Zoals verwacht nam de activatie van de onderarmspiers toe bij toegenomen knijpkracht. De opgeleg-

de schouder belasting had geen effect op de EMG-signalen van de onderarm spieren. Drie significante interacties werden gevonden, maar deze laten geen consistente patronen zien. De EMG-signalen van de m. trapezius stegen significant met toegenomen schouderbelasting, waaruit geconcludeerd kon worden dat het doel van het opleggen van de schouderbelasting bereikt was. Ook de knijpkracht had een significant effect op de spieractiviteit van de m. trapezius (figuur 5). Dit effect van knijpkracht bleek in de posthoc testen uitsluitend te verklaren door een significante daling tussen de 0 en 10% knijpkracht condities ($p=.002$, $p=.003$, en $p=.001$, voor respectievelijk P10, P50, en P90, zie figuur 5). Er zijn geen interactie effecten gevonden.

Discussie

Een van de mogelijke factoren, die een rol spelen in het ontstaan van RSI-klachten, is een belemmerde bloedtoevoer naar de onderarm en hand, als gevolg van een verhoogde spierspanning in de schouderregio. Om deze relatie te bepalen, is in deze studie gekeken naar het effect van drie verschillende niveaus van spieractivatie in de schoudergordel op de bloedtoevoer naar de onderarm, tijdens een gesimu-



Figuur 5. Gemiddelde en standaarddeviatie van de 10^{de}, 50^{ste} en 90^{ste} percentiel van de EMG activatie van de m. trapezius tijdens de schouder conditie 'hang' bij drie knijpkrachten. Let op de hoogste EMG activiteit bij 0% knijpkracht.

leerde werksituatie (een knijptaak). De resultaten laten een significante invloed van knijpkracht (lokaal effect) en een significante invloed van schouderbelasting op de bloedtoevoer naar de onderarm zien (effect 'op afstand'). De schouderbelasting bleek niet van invloed op de mate van activiteit van de spieren in de onderarm.

De toename van bloedtoevoer door een toename van knijpkracht is eerder gevonden (Byström en Kilbom, 1990; Jensen e.a., 1993; Jensen, 1997; Byström e.a., 1998). Ondanks verschillen in de protocollen, zoals het uitvoeren van een 'handgreep' in plaats van een pincetgreep en het constant dan wel intermitterend uitvoeren van de taak, zijn vergelijkbare resultaten gevonden. Een lokaal regulatie mechanisme (actieve hyperaemie), is waarschijnlijk verantwoordelijk voor deze toename in doorbloeding. Door de toegenomen metabole activiteit van de werkende spieren, leiden verschillende factoren (zoals een afgenomen zuurstof concentratie, toegenomen hoeveelheden koolstofdioxide en waterstof ionen) tot het ontspannen van de gladde spieren in de wanden van de vaten en daardoor tot het wijder worden van de vaten (Vander e.a., 2001). Een ander mechanisme dat waarschijnlijk tegelijkertijd bestaat, werkt in tegenovergestelde richting. Een afname in bloedtoevoer wordt veroorzaakt door druk op de vaten die door contractie van de spieren ontstaat (Jensen et al, 1993). Omdat de resultaten van de huidige studie een toename van de bloedtoevoer tijdens de knijptaak laten zien, lijkt het eerstgenoemde mechanisme het tweede te overtreffen. Een mogelijke verklaring hiervoor zou in de uitvoering van de knijptaak kunnen liggen. De taak tijdens deze studie werd intermitterend uitgevoerd (na elke contractie (10 s) volgt een relaxatie (2 s, zie figuur 2)) waardoor de intramusculaire druk regelmatig daalt en de doorbloeding kan herstellen, ook al is het voor korte tijd.

Naast de invloed van knijpkracht werd in deze studie ook een effect van schouderbelasting op de bloedtoevoer naar de onderarm gevonden. Deze relatie is tot op heden niet wetenschappelijk aangetoond. Een mogelijke verklaring is dat schouderrelevatie en de daarmee samenhangende beweging van anatomische structuren in de schouderregio voor druk op bloedvaten zorgt en zodoende de bloedtoevoer beperkt. Een tweede mogelijkheid om de afname in bloedtoevoer naar de arm te verklaren na het verhogen van de spieractivatie, is dat de combinatie van hand en schouder activiteit een competitie om het beschikbare bloedvolume veroorzaakt. Literatuur over de bloedverdeling binnen de bovenste extremiteit tijdens het gebruik van de onderarmspieren is niet

gevonden. Uit de literatuur kan wel geconcludeerd worden dat het toevoegen van werkende spiermassa (isometrische handgreep) de bloedtoevoer naar de benen niet beïnvloedt (Kilbom en Brundin, 1976; Harms, 2000).

Tijdens de herstelperiode van spiercontracties vonden Byström en Kilbom (1990), Jensen e.a. (1993), Jensen (1997) en Byström e.a. (1998) een toename van de doorbloeding. In de huidige studie werd ondanks de korte en snelle toename in doorbloeding direct na het beëindigen van de knijptaak (figuur 2), een significant lagere bloedtoevoer gevonden wanneer de gemiddelde bloedtoevoer tijdens knijptaak en bijbehorende herstelperiode (210-300 s) vergeleken werden. Enkele verklaringen zijn hiervoor te geven. Doordat de transfer van knijptaak naar herstelperiode kleine beweging van de arm veroorzaakte, zijn de Doppler-signalen van de eerste 30 seconden van de herstelperiode verloren gegaan. Het analyseren van de herstelmetingen is daarom gestart na aanvang van de toename van de bloedtoevoer. De gemiddelde bloedtoevoer van de totale herstelperiode (inclusief de eerste 30 seconden) zal waarschijnlijk hoger uitvallen. Een andere mogelijke verklaring kan gevonden worden in de taakuitvoering. De trials in de huidige studie zijn intermitterend uitgevoerd, waardoor er regelmatig een korte periode (twee seconden gedurende iedere 12 seconden) was waarin het herstel van de doorbloeding op heeft kunnen treden. Deze 'tussentijdse' herstelmogelijkheid heeft de toename van de doorbloeding waarschijnlijk beïnvloed. Omdat de Doppler-metingen tijdens de herstelperiode werden voortgezet, moesten de proefpersonen hun arm stilhouden in dezelfde houding als tijdens de knijptaak. Zij moesten hun arm dus stabiliseren en kregen daarom niet de gelegenheid de arm volledig te ontspannen, ondanks dat er een ondersteuning werd aangeboden om de arm op te laten rusten. In alle andere vergelijkbare studies in de literatuur, rustte de arm op een tafel of andere stabiele ondergrond (Jensen e.a., 1993; Hughson e.a., 1996; Beekvelt e.a., 2001a). De noodzaak om de arm te stabiliseren, kan geleid hebben tot een hogere intramusculaire druk, een hogere perifere weerstand en dus een kleinere toename in doorbloeding na het beëindigen van de knijptaak.

De experimentele resultaten worden enigszins verstoord door enkele praktische problemen. Tijdens de overgang van knijptaak naar herstel periode werd, om de onderarm goed te laten ontspannen, een ondersteuning onder de arm aangebracht. Tijdens deze handeling bewoog de arm iets en ging het Doppler signaal verloren voor 10 à 30 seconden, soms

zelfs langer. Ook werd tegen andere praktische problemen aangelopen zoals het standaardiseren van het schouder niveau en de positie van de hand. De genoemde verstoringen zullen er echter alle toe leiden dat effecten van de onafhankelijke condities eerder gemaskeerd worden dan dat deze versterkt zouden worden.

Uit de EMG-resultaten (slechts oppervlakkig besproken in dit artikel) kan geconcludeerd worden dat de verschillende intensiteiten van knijpkracht en schouderbelasting uitgevoerd zijn zoals met het protocol werd beoogd. De drie gerealiseerde niveaus van schouderbelasting (hang, lift en last) lagen namelijk alle binnen de normale range waarin de activiteit tijdens kantoorwerk ligt (Westgaard e.a., 1996).

De knijpkracht had echter ook een significant effect op de spieractivatie in de schouder, wat een onverwacht resultaat was. Uit de posthoc tests bleek dat het verschil tussen de 0% knijpkracht en 10% knijpkracht condities (d.w.z. tussen het niet-knijpen en knijpen) verantwoordelijk was voor deze afname. Kennelijk is het stil houden van de arm in de opgelegde positie zwaarder dan het op een laag krachtniveau uitvoeren van een knijptaak. Dit resultaat is waarschijnlijk gerelateerd aan het stabiliseren van de arm.

Concluderend doet een toegenomen knijpkracht de bloedtoevoer naar de onderarm toenemen en lijkt een toegenomen schouderbelasting de bloedtoevoer naar de onderarm te verminderen. De achterliggende mechanismen die de invloed van de schouderbelasting verklaren zijn niet precies bekend. Spieractiviteit in de schouder is lager tijdens het uitvoeren van een knijptaak ten opzichte van het stilhouden van de arm in dezelfde positie. De oorzaak van dit verschil kan waarschijnlijk gevonden worden in het gebrek aan onderarm stabiliteit.

De resultaten van deze studie ondersteunen de theorie dat naast repeterende taken met de hand, ook het heffen van de schouders een risicofactor voor RSI-klachten in de arm kan zijn. Hoewel dit effect alleen zichtbaar wordt bij (een ongebruikelijk) hoge schouderbelasting (last conditie, 4.95 kg aan beide kanten), blijft het niveau van spieractivatie in de schouder tijdens deze conditie op een niveau dat ook zonder het opleggen van een extra last tijdens kantoorwerk gevonden kan worden. Ook zijn sterke aanwijzingen gevonden dat er wel een effect van schouderbelasting (ook bij hang-lift condities) zichtbaar wordt, indien de taak langer dan drie minuten (een werkdag bijvoorbeeld) en met een onregelmatigere afwisseling tussen de contracties en relaxaties in de spier uitgevoerd wordt. Als ook de bloedtoevoer tij-

dens de eerste 10 à 30 seconden van de herstelperiode (waarin de grootste toename plaatsvindt) volledig gemeten had kunnen worden, zou het tekort, wat kennelijk opgebouwd is tijdens de knijptaak, duidelijker aangetoond kunnen worden. Dit opgebouwde tekort kan na een werkdag wellicht leiden tot het ophopen van afvalstoffen en een tekort aan voedingsstoffen voor de werkende spieren.

Op basis van de resultaten uit deze studie is het aan te raden de risicofactor 'schouderbelasting' (houding, spanning) mee te nemen in toekomstig onderzoek en advies. Een statische houding in de nek-schouderregio lijkt nl. een rol te spelen in het ontwikkelen van klachten. Bij het voorkomen van een dergelijke verkrampte houding moet gedacht worden aan het optimaliseren van de werkplekinrichting, het aanpassen van het werktempo en eventueel het verminderen van stress.

Dankwoord

Onze dank gaat uit naar het Arbejdsmiljøinstituttet (AMI), Kopenhagen, Denemarken voor de gastvrijheid en de introductie in de Doppler technieken. Extra dank gaat uit naar, Bente Rona Jensen en Pernille Kofoed Nielsen voor ondersteuning en waardevolle discussies.

Summary

The influence of shoulder load and pinch force on the mechanisms causing RSI-complaints in the forearm.

Partially obstructed bloodflow to the working muscles is an often mentioned cause of RSI-complaints. The aim of the present study was to investigate the influence of shoulder load and pinch force on blood flow and electromyographic activity in the forearm during an intermittent pinch task. Intensity of the pinch task was set at 0, 10 and 25% of maximum pinch force. Shoulder loads were shoulders relaxed, lifted and lifted with an added load on the shoulders. Contraction-relaxation ratio of the pinch task was 10:2 seconds and the exercise periods were three minutes long. During the exercise and two minutes recovery, blood flow to the forearm was measured using Doppler ultrasound. EMG (electromyography) of the m. trapezius and three lower arm muscles was measured only during the three-minute exercise period. Pinch force as well as shoulder load appeared to have a significant influence on blood flow during exercise ($p=0.000$ and $p=0.024$ respectively). Average recovery blood flow was lower than blood flow during the matching exercise. EMG in forearm muscles increased with increasing pinch force. EMG in the trapezi-

us increased with increasing shoulder load and was higher during the 0% pinch than during the 10% and 25% pinch trials. Mechanisms that are discussed to explain the relationship between increasing shoulder load and decreasing blood flow to the lower arm are compression of the vessels in the shoulder region and a competition for the available volume of blood.

Literatuur

- Beekvelt, M.C.P. van, W.N.J.M. Colier, R.A. Wevers en B.G.M. van Engelen (2001a). *Performance of near-infrared spectroscopy in measuring local O_2 consumption and blood flow in skeletal muscle*. Journal of Applied Physiology, 90, 511-19.
- Byström, S.E.G. en A. Kilbom (1990). *Physiological Response in the forearm during and after isometric intermittent handgrip*. European Journal of Applied Physiology, 60, 457-466.
- Byström S.E.G., B.R. Jensen, M. Jensen-Urstad, L.E. Lindblad en A. Kilbom (1998). *Ultrasound-Doppler technique for monitoring blood flow in the brachial artery compared with occlusion plethysmography of the forearm*. Scandinavian Journal of Clinical and Laboratory Investigations, 58, 569-576.
- Diwaker H.N., J. Stothard (1995). *What do doctors mean by tenosynovitis and repetitive strain injury?* Occupational Medicine 4, 45, 2, 97-104.
- Edwards, R.H. (1988). *Hypotheses of peripheral and central mechanisms underlying occupational muscle pain and injury*. European Journal of Applied Physiology and Occupational Physiology, 57, 275-281.
- Galen, G.P. van, B.C.M. Smits-Engelsman, R.G.J. Meulenbroek en J.G. Bloemsaat (1999). *Over bewegen, stress en mogelijke mechanismen achter de muisarm en andere vormen van repetitive strain injury (RSI)*. In Jaarboek Fysiotherapie Kinesitherapie 1999. Houten/Diegem: Bohn Stafleu Van Loghum.
- Harms, C. A. (2000). *Effect of skeletal muscle demand on cardiovascular function*. Medicine and Science in Sports and Exercise, 32, 1, 94-99.
- Hicks, A., S. McGill en R.L. Hughson (1999). *Tissue Oxygenation by Near-Infrared Spectroscopy and Muscle Blood Flow During Isometric Contractions of the Forearm*. Canadian Journal of Applied Physiology, 24, 3, 216-230.
- Hughson, R.L., J.K. Shoemaker, M.E. Tschakovsky en J.M. Kowalchuk (1996). *Dependence of muscle VO_2 on blood flow dynamics at onset of forearm exercise*. Journal of Applied Physiology, 81, 4, 1619-26.
- Jensen, B.R., N. Fallentin, S. Byström en G. Sjøgaard (1993). *Plasma potassium concentration and Doppler blood flow during and following submaximal handgrip contractions*. Acta Physiology Scandinavia, 147, 203-211.
- Jensen, B.R. (1997). *Doppler blood flow and peripheral resistance in the forearm during and following lowlevel isometric handgrip contractions*. Advances in occupational medicine & rehabilitation, January-april (3), number 1, 21-35.
- Jonsson, B. (1988). *The static load component in muscle work*. European Journal of Applied Physiology, 57, 305-310.
- Kadefors, R., M. Forsman, B. Zoega en P. Herberts (1999). *Recruitment of low threshold motor-units in the trapezius muscle in different static arm positions*. Ergonomics, 2, 42, 2, 359-375.
- Kilbom, Å. en T. Brundin (1976). *Circulatory Effects of Isometric Muscle Contractions, Performed Separately and in Combination with Dynamic Exercise*. European Journal of Applied Physiology, 36, 7-17.
- Kuorinka, I. en L. Forcier (1995). *Work Related Musculoskeletal Disorders*. Taylor and Francis, London.
- Peereboom, K.J., J.H. van Dieën, B. Visser (2000). *Het ontstaan van RSI*. In: Peereboom K.J. en K.B.J. Schreibers, 2000. Handboek

RSI risico's oplossingen behandeling. (2^e herziene druk). Den Haag: Sdu uitgevers.

Røe, C. en S. Knardahl (2002). *Muscle activity and blood flux during standardised data-terminal work*. International Journal of Industrial Ergonomics, 30, 251-264.

Sjøgaard, G. en K. Søgaard (1998). *Muscle injury in repetitive motion disorders*. Clinical Orthopedics, 6, 351, 21-31.

Sjøgaard, G., U. Lundberg en R. Kadefors (2000). *The role of muscle activity and mental load in the development of pain and degenerative processes at the muscle cell level during computer work*. European Journal of Applied Physiology, 83, 99-105.

Vander, A., J. Sherman en D. Luciano (2001). *Human physiology: the mechanisms of body functions*. (8th ed.). New York: McGraw-Hill.

Westgaard, R.H., T. Jansen en C. Jensen (1996). *EMG of neck and shoulder muscles: the relationship between muscle activity and muscle pain in occupational settings*. In Kumar, S. en A. Mital (eds) Electromyography in ergonomics. London: Taylor and Francis.

