

Oppervlakte EMG en lokale spiervermoeidheid van de rug

C.E.A.M. Thissen¹, A.J.G.M. van de Ven¹,
J.H. van Dieën²

Summary

Median frequencies and electro-mechanical delay (EMD) values of the erector spinae muscle were obtained in order to investigate the applicability of spectral analysis and (EMD) cross-correlation technique to study localized muscular fatigue.

After performing a series of fatiguing contractions the median frequencies obtained at the multifidus part (EMG) sampled lateral to L5) appeared to show the most consistent changes. The EMD did not differ significantly from the control values.

It was concluded that spectral analysis of EMG samples obtained at L5 level should be preferred in studying localized muscular fatigue.

Inleiding

Lage rugpijn is een van de meest voorkomende klachten aan het bewegingsapparaat. 51% van de mannen en 57% van de vrouwen in Nederland hebben wel eens rugpijn (Valkenburg en Haanen, 1982). Klachten aan het bewegingsapparaat zijn voor 30% verantwoordelijk voor het aantal WAO-ers (CBS, 1989) en ongeveer 60% daarvan heeft rugklachten (Kers en Bruinsma, 1989).

Als risicofactoren voor lage rugklachten worden aange-merkt: leeftijd, spierkracht in verhouding tot de taak, geschiedenis van lage rugpijn en psychosociale factoren. Risicofactoren die gerelateerd zijn aan het werk zijn: zware fysieke arbeid, langdurig zitten, zwaar en/of veel tillen, draaien en het bloot staan aan trillingen (Hildebrandt, 1987). In een groot retrospectief onderzoek (Damkot et al., 1984) is aangetoond dat tillen verantwoordelijk is voor 33% van de rugklachten die optreden door het werk. Veel onderzoekers hebben zich beziggehouden met de vraag waarom bepaalde personen lage rugklachten krijgen en andere niet. Resultaten met krachtmetingen wijzen erop dat de absolute kracht van de rugspieren een slechte voorspeller is voor lage rugpijn (Parnianpour et al., 1988). In enkele onderzoeken (Chaffin et al., 1973; Pope et al., 1984) is gewezen op de rol van lokale spiervermoeidheid bij het optreden van klachten aan het bewegingsapparaat. Het is denkbaar dat lokale spiervermoeidheid ook bij lage rugpijn van belang is.

Vermoeidheid is echter een moeilijk begrip. Het wordt meestal gedefinieerd als de afname van de capaciteit om kracht te leveren.

1. Faculteit der Bewegingswetenschappen, Vrije Universiteit, Amsterdam.

2. Werkzaam bij de afdeling Arbeid van het Instituut voor Mechanisatie, Arbeid en Gebouwen (IMAG-DLO), Wageningen en bij het 'Graduate Institute for Human Movement Sciences' van de Faculteit der Bewegingswetenschappen, Vrije Universiteit, Amsterdam.

Daarmee is echter nog niets gezegd over de oorzaak van lokale spiervermoeidheid. De afname van de capaciteit kan het gevolg zijn van veranderingen in het centrale of perifere zenuwstelsel of van veranderingen in de spier. Dit artikel heeft betrekking op veranderingen in de spier.

Vermoeidheid van het centrale zenuwstelsel gaat een rol spelen bij het langdurig herhalen van dezelfde beweging (langer dan een uur). De aansturing van de motorneuronen wordt dan minder (Bigland-Ritchie en Woods, 1984). In de periferie zijn er tussen prikkeloverdracht en contractie grofweg 3 locaties te onderscheiden waarop vermoeidheidsverschijnselen kunnen optreden. Ten eerste kan de prikkeloverdracht van de motorische eindplaat op het sarcolemma (transmissie) gedeeltelijk geblokkeerd zijn.

Ten tweede kan de excitatie/contractie koppeling door onvoldoende herstel van de ionenbalans (Na^+ , K^+ en Ca^{2+}) een belangrijke oorzaak zijn voor vermoeidheid. Ten derde kan het contractiemechanisme (crossbridge formation) door o.a. ophoping van H^+ -ionen belemmerd raken.

Het resultaat van bovenstaande factoren is dat vermoeide spieren langzamer worden en dat de capaciteit om kracht te leveren afneemt. Dit leidt tot afname van de controle, stabiliteit en coördinatie. Bij vermoeidheid van de rugspieren is dan mogelijk de kans op bechadiging van de wervelkolom groter.

Vanuit preventief oogpunt is het belangrijk om vermoeidheid te kunnen meten. Bij een veel gebruikte methode, ontwikkeld door Corlett en Bishop (1976), moet per lichaamsregio in een diagram worden aangegeven waar en in welke mate men vermoeidheid en/of pijn ervaart. Vanuit ergonomisch oogpunt is het zeer interessant om lokale spiervermoeidheid, met name van de rug, beter te objectiveren en te kwantificeren. Dit kan door 1) de afname van de te leveren kracht te meten, 2) de verandering in tremoramplitude of -frequentie te meten of 3) met behulp van electromyografie (EMG).

In laboratoriumonderzoek wordt over het algemeen de afname van de te leveren kracht gemeten. In een werksi-

tuatie is dit echter een lastige methode. Bij het meten van vermoeidheid van de ledematen kan de amplitude of verandering in frequentie van tremor gemeten worden (Furness et al., 1977; Wiker et al., 1989). In de werksituatie is dit, voor zover ons bekend, nog niet met succes toegepast en bovendien is de methode ongeschikt voor de rug. EMG, dat wil zeggen de registratie van het elektrische signaal dat spieren bij activiteit afgeven, kan hiervoor wellicht wel gebruikt worden. Tijdens langdurige contractie of het veelvuldig herhalen van dezelfde beweging, treden er met de opkomende vermoeidheid, veranderingen op in het EMG-signaal. Bij handhaving van eenzelfde submaximale kracht vindt een stijging van de EMG-amplitude plaats. Bovendien treedt er een verschuiving op in het frequentiespectrum. De mediane frequentie wordt vaak als maat genomen en deze daalt bij vermoeidheid door synchronisatie van de actiepotentialen en door veranderingen in de ionenbalans. De daling is echter niet in alle situaties gelijk. Er worden waarden gerapporteerd in de literatuur tot 25%. De daling is o.a. afhankelijk van het krachtniveau waarop de contractie is uitgevoerd. Ook over het verloop van de afname (lineair/exponentieel) bestaat geen consensus (Mouton, 1990).

In dit onderzoek willen we nagaan of veranderingen in het frequentiespectrum een bruikbare parameter kunnen zijn voor vermoeidheid van de m. erector spinae.

Zoals eerder beschreven worden vermoeide spieren langzamer. Het is mogelijk dat dit ook tot uitdrukking komt in de tijdsduur tussen prikkeling en contractie van de spier. Deze tijdsduur wordt aangeduid als de electro mechanical delay (EMD). De EMD wordt met name bepaald door de tijd die nodig is voor een spier om de elastische delen van de spier en de pezen op de juiste spanning te brengen (Cavanagh en Komi, 1979). Daarnaast spelen de snelheid van de geleiding van de actiepotentialen en de snelheid waarmee de contractie vervolgens tot stand komt een rol. Dat wil zeggen dat zowel veranderingen van de excitatie/contractie koppeling als het contractiemechanisme de EMD zouden kunnen verlengen.

Waarden die in de literatuur gerapporteerd worden voor de EMD variëren van 20 tot 150 ms (Corser, 1974; Grabiner en Jaque, 1987). Structurele verschillen tussen spieren in bindweefsel, peeslengte, de hoek tussen vezels en pees en spiervezelsamenstelling (percentages slow-twitch/fast-twitch vezels) zijn belangrijke factoren die mede verantwoordelijk zijn voor de grootte van de EMD. Een groter percentage fast-twitch vezels samen gaand met een grotere maximale kracht, leiden tot een kleinere EMD (Vittasalo en Komi, 1981; Bell en Jacobs, 1986).

Waarschijnlijk zijn ook de door diverse onderzoekers gebruikte meetmethoden deels verantwoordelijk voor de grote spreiding in EMD-waarden. In deze studie wordt gebruik gemaakt van een kruiscorrelatie techniek die voor het eerst werd toegepast door Vos et al. (1990).

Het is denkbaar dat de EMD verandert onder invloed van vermoeidheid. Of en in welke mate dit het geval is, zal in deze studie worden nagegaan. Hieruit zal mogelijk blijken of de EMD als parameter gebruikt kan worden voor lokale spiervermoeidheid.

Het is bekend dat aan de m. erector spinae diverse delen zijn te onderscheiden (Vink, 1989). Het is mogelijk dat optredende vermoeidheid niet overal gelijk is of niet overal even goed te detecteren is. Daarom wordt in deze studie ook nagegaan of veranderingen in het spectrum en de EMD afhankelijk zijn van de elektrodelocatie.

De vraagstellingen luiden als volgt:

Treden er veranderingen op in de EMD en het frequentiespectrum van het EMG van de m. erector spinae en kunnen deze veranderingen een maat zijn voor lokale spiervermoeidheid?

Zijn deze veranderingen afhankelijk van de elektrodelocatie?

Samenvattend wordt de bruikbaarheid van twee objectieve parameters voor spiervermoeidheid getest: De mediane frequentie van het EMG-signaal, welke veranderingen in de geleiding van actiepotentialen en in de regelmaat van optreden van actiepotentialen van verschillende vezels weerspiegelt en de EMD welke veranderingen van de geleiding en het contractiemechanisme weerspiegelt. De laatste parameter heeft als praktische beperking dat hiervoor de kracht moet worden gemeten.

Methoden en materialen

Proefpersonen

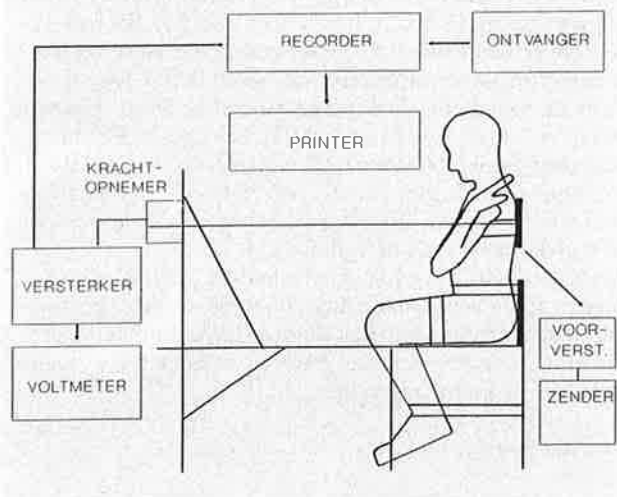
Het experiment werd uitgevoerd met zeven gezonde mannelijke studenten. Hun gemiddelde leeftijd, lengte en gewicht (\pm s.d.) waren respectievelijk 24.4 ± 3.5 jr., 184.5 ± 5.1 cm, en 72 ± 7.2 kg. Van elk van de proefpersonen werd, voorafgaande aan het experiment, schriftelijke toestemming verkregen. Geen van de proefpersonen rapporteerde een geschiedenis van pijnklachten aan de lage rug.

Instrumentatie

De experimentele opstelling is weergegeven in figuur 1. De proefpersonen waren gezeten in een stoel. Het bekken werd, met behulp van banden om bekken (spina iliaca anterior superior) en bovenbenen, zodanig gefixeerd, dat het uitgeoefende moment enkel toegeschreven kon worden aan de rompspieren. De zitting van de stoel was in hoogte verstelbaar.

De kracht werd uitgeoefend tegen een stijf tuig, dat bij de

Figuur 1. Opstelling van proefpersoon en instrumentatie voor gelijktijdige registratie van isometrische kracht en EMG van de m. erector spinae



proefpersoon aan de romp, juist onder het trigonum scapulae, was bevestigd. Het tuig stond, door middel van een staalkabel, in verbinding met een krachtopnemer vóór de proefpersoon. De richting van de uitgeoefende kracht werd gecontroleerd, door de hoogte van de krachtopnemer of de zitting van de stoel zó aan te passen, dat de staalkabel bij iedere proefpersoon horizontaal liep. Het signaal van de krachtopnemer werd naar de versterker verzonden. Een digitale voltmeter werd gebruikt voor directe controle van het niveau van de kracht en als feedback voor de proefpersoon (v. Dieën et al., 1991).

Ten behoeve van het EMG werden, voorafgaande aan het experiment, na reinigen en licht schuren van de huid, oppervlakte-elektroden (Zilver Chloride, Sentry Medical

Products) bilateraal aangebracht op de rug en buik van de proefpersoon. EMG-signalen werden opgepikt van delen van de m. erector spinae ter hoogte van de eerste lumbale wervel (L1), de tweede lumbale wervel (L2) en de vijfde lumbale wervel (L5) (Roy et al., 1989) en, ter controle van eventuele antagonistische activiteit, van de m. rectus abdominis (aan weerszijden van de navel). De elektrodepennen werden longitudinaal over de spierbuik aangebracht met een inter-elektrode afstand van 2.5 cm. De neutrale elektrode werd aangebracht op de processus spinosus van de zevende cervicale wervel (C7). De EMG-signalen werden versterkt met behulp van speciaal vervaardigde voorversterkers en verzonden naar een ontvanger (Biomes-80). Zowel het kracht- als het EMG-signaal werd op band opgeslagen (AMPEX) met behulp van een portable data recorder (TEAC SR-70, bandbreedte 0-625 Hz). Het ruwe EMG en het krachtsignaal werden geprint op een GOULD ES 1000 schrijver (papiersnelheid 25 mm/sec.) voor directe controle van de kwaliteit van het signaal.

Procedure

Dit experiment werd opgezet om te onderzoeken óf en welke veranderingen er optreden in het frequentiespectrum van de EMG van de m. erector spinae en in de EMD-waarden van de m. erector spinae ten gevolge van vermoeidheid, teneinde uitspraken te kunnen doen over de bruikbaarheid van de onderzochte variabelen als vermoeidheidsparameters.

Voorafgaande aan het feitelijk experiment werd de maximale contractiekracht (MVC) van de m. erector spinae bepaald, volgens het door Caldwell et al. (1974) voorgestelde protocol. Het experimentele protocol bestond verder uit drie delen:

In het eerste deel werd door de proefpersoon een serie van ± 20 contracties van de m. erector spinae uitgevoerd ($\pm 50\%$ MVC) voor het bepalen van de EMD. De contracties werden, geleid door het geluid van een metronoom, geleverd in een frequentie van 0.5 Hz. In het tweede deel van het experimentele protocol moest de proefpersoon een serie vermoeidende isometrische contracties uitvoeren ($\pm 70\%$ MVC; 4 seconden contractie, 2 seconden relaxatie). Deze vermoeidheidsproef werd voortgezet tot de kracht, na herhaalde aanmoedigingen, beneden 60% van de MVC bleef of tot een maximale periode van 15 min. was verstreken. De periode waarover de vermoeidheidsproef kon worden volgehouden werd gedefinieerd als de volhoudtijd.

In het derde deel van het experimentele protocol, direct volgend op de vermoeidheidsproef, werd door de proefpersoon wederom een serie van 20 contracties van de m. erector spinae uitgevoerd in een frequentie van 0.5 Hz teneinde de EMD te kunnen bepalen.

Data analyse

Spectraalanalyse. Het krachtsignaal van de twee eerste contracties van iedere minuut van de vermoeidheidsproef werd gefilterd (laag-doorlaat filter, afsnijfrequentie 100 Hz) en AD-geconverteerd (sample frequentie 400 Hz). De bijbehorende EMG-signalen werden gefilterd (bandfilter 25-200 Hz) en AD-geconverteerd met een sample frequentie van 400 Hz. Van iedere contractieperiode (4 s.) werd een sample genomen van 2 seconden, waarin de kracht het meest constant was. Dit krachtsignaal en de bijbehorende EMG-signalen werden gebruikt voor verdere analyse. De data van één van de proefpersonen werden buiten beschouwing gelaten. Het krachtsignaal van de betreffende persoon was niet vlak genoeg, hetgeen resulteerde in een onregelmatig EMG-signaal, waardoor het niet mogelijk was Fast Fourier Transformatie te gebruiken. Het EMG-signaal van de resterende proefpersonen werd geanalyseerd

door middel van Fast Fourier Transformatie en de mediane frequentie werd berekend.

De mediane frequentie werd genormaliseerd naar de beginwaarde en de tijd werd uitgedrukt als een percentage van de volhoudtijd. De regressieanalyse van de genormaliseerde mediane frequentie versus de genormaliseerde tijd werd uitgevoerd door een 'least squares' methode met gebruik van standaard statistische software.

EMD-bepaling. Voor bepaling van de EMD werd het krachtsignaal gefilterd (laag-doorlaat filter, afsnijfrequentie 100 Hz) en AD-geconverteerd (sample frequentie 250 Hz). Het EMG-signaal werd gefilterd (bandfilter 25-100 Hz), AD-geconverteerd (sample frequentie 250 Hz) en gelijkgericht. Vervolgens werden de data (15 regelmatige contracties uit het beschikbare krachtsignaal en bijbehorend EMG-signaal) recursief gefilterd met behulp van een tweede orde Butterworth digitaal 5 punts laag-doorlaat filter met een afsnijfrequentie van 3 Hz. Op deze wijze worden twee enigszins sinusvormige curves verkregen. De EMD werd bepaald door het kracht- en EMG-signaal te kruis-correleren (statistisch programma Genstat). Hierbij zijn het sinusvormige kracht- en EMG-signaal steeds met periode van 4 ms ten opzichte van elkaar verschoven. De EMD werd gedefinieerd als de delay waarbij de grootste correlatiecoëfficiënt tussen EMG- en krachtsignaal werd gevonden (Vos et al., 1990).

Een variantieanalyse werd gebruikt om op verschillen tussen de berekende EMD-waarden over de drie elektrodolocaties te toetsen. Dezelfde procedure werd gevolgd om de verschillen tussen de berekende kracht/EMG kruiscorrelaties te toetsen.

Voor iedere proefpersoon werden de EMD-waarden van de twee experimentele condities gemiddeld, na weging van iedere delay met het kwadraat van de bijbehorende correlatiecoëfficiënt (gemiddelde = $\sum (EMD * R^2) / \sum R^2$). Deze weging werd toegepast om de beste schatting van de EMD-waarde voor iedere proefpersoon in iedere experimentele conditie te verkrijgen (d.w.z. de faseverschuiving, waarbij het EMG-signaal het krachtsignaal het best voorspelt in termen van verklaarde variantie).

De veranderingen in de EMD ten gevolge van vermoeidheid werden getoetst door toepassing van de Wilcoxon-teken-test voor gepaarde observaties ($p < 0.05$).

De kracht van de relaties tussen EMD en MVC en tussen EMD en volhoudtijd werden bepaald door berekening van Pearson's correlatiecoëfficiënt.

Resultaten

MVC en volhoudtijd. De gemiddelde maximale kracht (\pm s.d.), die door de proefpersonen kon worden ontwikkeld was 959 ± 231 N. De gemiddelde volhoudtijd (\pm s.d.) was 8.77 min. (± 4.50). Voor de individuele MVC's en volhoudtijden, zie tabel 1.

Spectraalanalyse. De data van de vier proefpersonen, bij wie een krachtafname tijdens de vermoeidheidsproef optrad (p.p. 2, 3, 4 en 6) werden gebruikt voor de regressieanalyse. Er werd een significante afname van de mediane frequentie geconstateerd aan de volgende delen van de m. erector spinae: de linker en rechter m. multifidus (L5) en aan de linker m. longissimus thoracis (L1). De hellingen van de daling van de relatieve mediane frequentie waren resp. -0.14 ($p = 0.0178$), -0.14 ($p = 0.0077$), en -0.19 ($p = 0.0085$). De individuele data lieten echter een minder consistent gedrag zien (figuur 2). Bij de proefpersonen waarvan de kracht tijdens de vermoeidheidsproef niet beneden de 60% MVC daalde, bleef de mediane frequentie vrijwel constant (figuur 2).

EMD-waarden. De gemiddelde EMD-waarden in de twee testcondities waren 136.8 ± 30.9 ms in de onvermoeide situatie (EMD_{ov}) en 133.8 ± 20.3 ms in de vermoeide situatie (EMD_v). De gemeten elektrische activiteit van de antagonistische m. rectus abdominis was te verwaarlozen. De individuele EMD-waarden zijn weergegeven in tabel 1. Het effect van de elektrodelocatie werd onderzocht. In tabel 2 zijn de over de proefpersonen gemiddelde EMD-waarden voor de elektrodelocaties L1, L2 en L5 weergegeven. Er werden geen significante verschillen gevonden tussen de EMD-waarden op de drie locaties. De gemiddelde waarden van de maximale, door de kruis-

Tabel 1. EMD's in de 2 condities, MVC's en volhoudtijden van de 7 proefpersonen

P.P.	EMD _{ov}	EMD _v	MVC (N)	volhoud-tijd (min)
1	177.8	144.1	591	15.00
2	112.1	146.5	1254	5.00
3	120.3	113.9	985	6.00
4	132.0	120.5	1213	7.26
5	177.4	163.3	776	15.00
6	113.9	113.8	930	4.35
7	124.0	134.6	793	4.30
gem.	136.8	133.8	959	8.77
(s.d.)	(28.6)	(18.5)	(231)	(4.50)

correlatie techniek verkregen, correlatiecoëfficiënten tussen kracht- en EMG-signaal zijn eveneens in tabel 2 weergegeven. De correlatiecoëfficiënt op L1 ($R = 0.87$) was significant lager dan op L2 ($R = 0.91$) en op L5 ($R = 0.90$).

Er werden geen significante verschillen gevonden tussen de EMD-waarden in onvermoeide en vermoeide toestand. De correlatiecoëfficiënten tussen de MVC en EMD_{ov} en tussen de MVC en EMD_v waren resp. -0.70 ($p = 0.04$) en -0.33 ($p = 0.23$).

De correlatiecoëfficiënten tussen de volhoudtijd en de EMD werden eveneens berekend. De correlatie tussen volhoudtijd en EMD_{ov} bedroeg 0.99 ($p = 0.000$). De correlatie tussen volhoudtijd en EMD_v was niet significant ($R = 0.66$, $p = 0.053$). De correlatie tussen volhoudtijd en MVC was eveneens niet significant ($R = -0.61$, $p = 0.069$). Bij het uitvoeren van een meervoudige regressieanalyse, waarbij kracht en volhoudtijd als de onafhankelijke variabelen en de EMD als de afhankelijke variabele dienden, werden de volgende correlatiecoëfficiënten gevonden:

EMD_{ov} : $R = 0.99$; $p_{force} = 0.125$; $p_{volh.t.} = 0.000$

EMD_v : $R = 0.67$; $p_{force} = 0.810$; $p_{volh.t.} = 0.190$

Discussie

In deze studie is onderzocht wat de invloed is van lokale spiervermoeidheid op het frequentiespectrum en de EMD teneinde na te gaan of eventuele veranderingen als parameter kunnen dienen voor lokale spiervermoeidheid van de rug. Hiertoe werd de EMG-activiteit geregistreerd op 6 locaties van de m. erector spinae (bilateraal L1, L2 en L5).

Spectraalanalyse

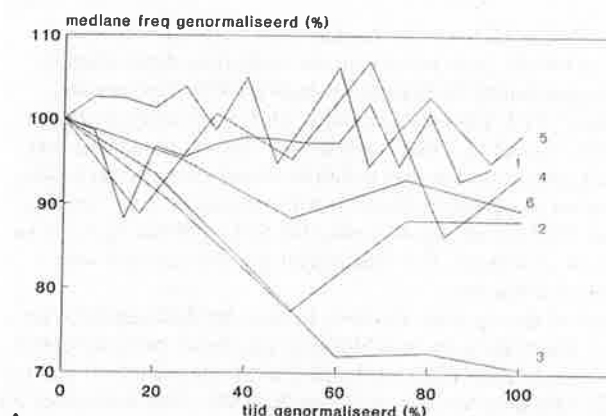
Alleen op de rechter en linker L5 (m. multifidus) en de linker L1 (m. longissimus thoracis) elektrodelocatie trad tijdens het vermoeidheidsprotocol een significante afname van de mediane frequentie op. Dit kan het gevolg zijn van functionele verschillen tussen de diverse delen van de m. erector spinae. Jonsson (1970) heeft aangetoond dat bij extensie van de rug de m. multifidus een relatief sterke activiteit vertoont. In deze studie is een hoge correlatie ($R = 0.9$) gevonden tussen de EMG-amplitude op de L5 elektro-

delocatie en de geleverde kracht. Vink (1989) heeft aangetoond dat het mediale deel van de m. erector spinae het belangrijkste is bij isometrische extensie. Zowel de L5 als de L1 elektrodelocatie die in deze studie gebruikt werden komen overeen met de elektrodelocaties uit de studie van Vink (1989) en verschaffen informatie over het mediale deel van de erector spinae. Het EMG-signaal, gedetecteerd op de L1 en vooral de L5 locatie, kan dan ook worden beschouwd als representatief voor de 'prime mover' bij extensie van de rug. Het is dan ook voor de hand liggend dat vermoeidheidseffecten zich manifesteren in het EMG-signaal op deze locaties. Dat er bij de rechter L1 elektrodelocatie geen significante afname van de mediane frequentie werd waargenomen is wellicht het gevolg van asymmetrische activiteit of van overspraak van de m. latissimus dorsi (Vink, 1989). Uit de resultaten blijkt dat voor het bestuderen van vermoeidheid van de m. erector spinae bij activiteit in het saggitale vlak, de L5 elektrodelocatie het meest geschikt is.

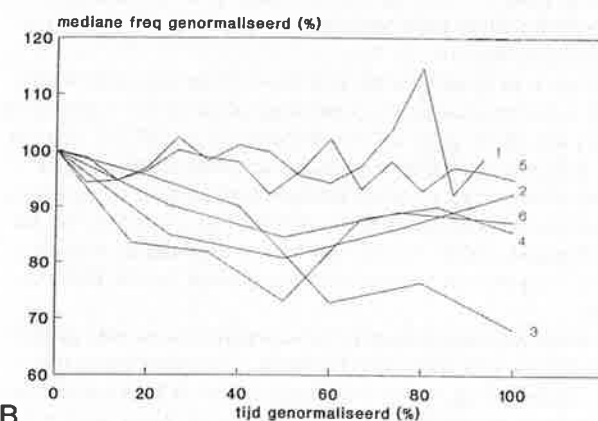
De afname van de mediane frequentie na vermoeidheid wordt waarschijnlijk veroorzaakt door een afname van de geleidingssnelheid van de actiepotentialen en veranderingen in de vuurfrequentie. Dit laatste heeft vooral invloed in het lage frequentiegebied (vooral beneden 40 Hz; DeLuca, 1984).

Stijging van de spiertemperatuur leidt tot een hogere geleidingssnelheid van actiepotentialen en daardoor tot veranderingen in het frequentiespectrum wat tot uitdrukking komt in een hogere mediane frequentie. Deze effecten zijn tegengesteld aan de vermoeidheidseffecten en zouden

Figuur 2. Genormaliseerde mediane frequentie versus genormaliseerde tijd (A) op de rechter L5 elektrodelocatie en (B) op de linker L5 elektrodelocatie (nummering proefpersonen komt overeen met tabel 1)



A



B

veranderingen ten gevolge van vermoeidheid kunnen maskeren; zeker bij intermitterende of dynamische activiteit als in dit onderzoek, daar hierbij de spiertemperatuur zal toenemen. Echter uit studies van Hanninen et al. (1989) en Mucke en Heuer (1989) blijkt dat zich slechts geringe temperatuureffecten voordoen tussen de 30 en 40 graden celsius (huidtemperatuur).

EMD

In deze studie werd gebruik gemaakt van een kruiscorrelatie techniek om de EMD van de m. erector spinae te bepalen. De gevonden waarden, 136.8 ± 28.6 ms (onvermoeid)

Tabel 2. De gemiddelde EMD's en correlatiecoëfficiënten met standaarddeviatie in de twee experimentele condities (EMD_{ov} en EMD_v) op de 3 elektrodelocaties (L1, L2, L5)

		EMD		Max. Correlatiecoëff.	
		EMD _{ov}	EMD _v	EMD _{ov}	EMD _v
L1	gem.	133.1	127.1	0.87	0.87
	s.d.	29.8	23.0	0.106	0.049
L2	gem.	135.1	128.0	0.92	0.89
	s.d.	32.8	27.0	0.022	0.033
L5	gem.	143.4	147.4	0.92	0.88
	s.d.	28.0	29.4	0.033	0.064
Totaal	gem.	136.8	133.8	0.91	0.88
	s.d.	28.6	18.5	0.068	0.050

en 133.8 ± 18.5 ms (vermoeid), zijn hoger dan de EMD-waarden die over het algemeen in de literatuur worden gerapporteerd (Cavanagh en Komi, 1979; Norman en Komi, 1979; Viitasalo en Komi, 1981; Grabiner en Jaque, 1987). Vos et al. (1990), die de EMD van de m. vastus lateralis bestudeerden met dezelfde kruiscorrelatie techniek, vonden een gemiddelde EMD-waarde van 86 ± 5.1 ms. Marras (1987) vond EMD-waarden bij de m. erector spinae van boven de 200 ms. Dat was echter met behulp van een andere methode.

Het feit dat de EMD-waarden in deze studie hoger zijn dan over het algemeen gepubliceerd, kan deels verklaard worden uit de gebruikte methode. De EMD is gebaseerd op de hele krachtcurve tussen 0% en 50% MVC. Meestal wordt bij het bepalen van de EMD gebruik gemaakt van de 'onset delay' waarbij de EMD gebaseerd is op 0% MVC. De tijd die nodig is om de serie-elastische elementen (die de duur van de EMD hoofdzakelijk bepalen) op spanning te brengen is bij 0% MVC korter.

Een tweede mogelijke verklaring voor de hoge EMD-waarden is het relatief grote percentage slow-twitch spiervezels (26.7 tot 100%; gem. 58.4%; Johnson et al., 1973). Ten derde is de romp geen star segment zoals de ledematen. De wervelkolom moet gestabiliseerd worden door de spieren, alvorens een externe kracht geleverd kan worden (White en Panjabi, 1978). De tijd die hier voor nodig is, kan de EMD vergroten in vergelijking tot spieren van de ledematen.

Er werd geen significante verandering van de EMD gevonden ten gevolge van vermoeidheid. De verwachting was dat de geleiding van actiepotentialen en het contractiemechanisme mogelijk langzamer zouden verlopen door vermoeidheid en dat dit tot uitdrukking zou komen in een

grotere EMD. Eerdere onderzoeken op dit terrein rapporteren tegengestelde resultaten (Kroll, 1973; Morris, 1977; Nilsson et al., 1977).

Hiervoor zijn 3 mogelijke verklaringen aan te voeren. Ten eerste kan de spiertemperatuur tot verhoging van de geleidingssnelheid leiden. Dit zou tot lagere EMD-waarden aanleiding geven en daarmee de verwachte verhoging van de EMD-waarden ten gevolge van vermoeidheid maskeren. Omdat de temperatuurverandering zich waarschijnlijk voordoet binnen de range van 30-40 graden is deze verklaring niet afdoende, daar de geleidingssnelheid in deze temperatuur range slechts beperkt wordt beïnvloed (Mucke en Heuer, 1989).

Ten tweede kunnen de diverse definities die gehanteerd worden een rol spelen. Gebruikte definities zijn: 1) onset delay, 2) peak delay, 3) onset delay bij reflex condities en 4) kruiscorrelatie-waarden. Afhankelijk van de definitie spelen slow- of fast-twitch spiervezels een belangrijke rol bij het bepalen van de EMD. Omdat fast-twitch vezels sneller vermoeid zijn dan slow-twitch vezels, kunnen na het opleggen van een vermoeidheidsprotocol, afhankelijk van de definitie, andere EMD-waarden worden gevonden. De kruiscorrelatie techniek is echter gebaseerd op beide vezeltypes zodat het feit dat geen verschillen werden gevonden, niet verklaard kan worden uit de gebruikte methode.

Ten derde kan worden aangevoerd dat het op spanning brengen van de serie-elastische elementen en het niet star zijn van de wervelkolom een overheersende invloed hebben op de grootte van de EMD.

Op de 3 elektrodelocaties werden geen significante verschillen gevonden tussen de EMD-waarden. De correlatiecoëfficiënten tussen de kracht en het EMG-sigitaal waren significant lager op L1 niveau. Dit komt wellicht door overspraak van de m. latissimus dorsi.

De EMD bleek significant te correleren met de MVC, zodanig dat de kortste EMD's hoorden bij de hoogste MVC's. Een dergelijk verband werd ook eerder gerapporteerd (Norman en Komi, 1979; Viitasalo en Komi, 1981). Dit kan verklaard worden uit het feit dat de proefpersonen met een hogere MVC over het algemeen een hoger percentage fast-twitch vezels zullen hebben, wat resulteert in een kleinere EMD. Deze verklaring is ook van toepassing op de hoge correlatie ($R = 0.99$, $p = 0.000$) tussen volhoudtijd en EMD.

Geconcludeerd kan worden:

- dat er relatief grote EMD-waarden gevonden zijn bij de m. erector spinae;
- dat er een negatieve correlatie is tussen EMD en MVC;
- dat er een sterke positieve correlatie is tussen EMD en volhoudtijd;
- dat er geen invloed is van vermoeidheid op de EMD, dit geldt voor alle elektrodelocaties;
- dat er een verlaging is van de mediane frequentie door vermoeidheid op de rechter en linker L5 en linker L1 elektrodelocatie.

De belangrijkste conclusie voor het meten van lokale spiervermoeidheid in de praktijk is, dat bij gebruik van EMG, het aan te raden is om het L5 niveau te hanteren als elektrodelocatie. Hierbij is de mediane frequentie als parameter te hanteren. Echter om interpretatieproblemen te voorkomen is verder onderzoek naar mogelijke verstoringen van de variabelen, waaronder de spiertemperatuur, noodzakelijk. Ten slotte moet gesteld worden dat gebruik van deze techniek slechts op groepsniveau gerechtvaardigd lijkt, daar individuele data weinig consistent zijn (Matthijse et al., 1987; Mouton, 1990).

Literatuur

- Bell, D.G., I. Jacobs, 1986; Electro-mechanical response times and the rate of force development in males and females. *Med. Sci. Sports Exerc.*, 18: 31-36.
- Bigland-Ritchie, B., J.J. Woods, 1984; Changes in muscle contractile properties and neural control during human muscular fatigue. *Muscle Nerve* 7: 691-699.
- Caldwell, L.S., D.B. Chaffin, F.N. Dukes-Dobes, K.H.E. Kroemer, L.L. Laubach, S.H. Snook, D.E. Wasserman, 1974; A proposed standard procedure for static muscle strength testing. *Am. Ind. Hyg. Assoc. J.*, 35: 201-206.
- Cavanagh, P.R., P.V. Komi, 1979; Electromechanical delay in human skeletal muscle under concentric and eccentric contractions. *Eur. J. Appl. Physiol.*, 42: 159-163.
- CBS, Ministerie van vvc 1989, Vademecum Gezondheidsstatistiek 1989, SDU Uitgeverij, Den Haag.
- Chaffin, D.B., 1973; Localized Muscle fatigue-definition and measurement. *J. Occup. Med.*, 15: 346-354.
- Corlett, E.N., R.D. Bishop, 1976; A technique for assessing postural discomfort. *Ergonomics*, 19: 175-182.
- Corser, T., 1974; Temporal discrepancies in the electromyographic study of rapid movement. *Ergonomics*, 17: 389-400.
- Damkot, D.K., M.H. Pope, J. Lord, J.W. Frymoyer, 1984; The relationship between work history, work environment, and low-back pain in men. *Spine*, 9: 395-399.
- De Luca, C.J., 1984; Myoelectric manifestations of localized muscular fatigue in humans. *CRC Crit. Rev. Bioeng.*, 11: 251-279.
- Dieën, J.H., van, C.E.A.M. Thissen, A.J.G.M. van de Ven, H.M. Toussaint, 1991; The electro-mechanical delay of the erector spinae muscle. Influences of rate of force development, fatigue and electrode location *Eur. J. Appl. Physiol.*, 63: 216-222.
- Furness, P., J. Jessop, O.C.J. Lippold, 1977; Long-lasting increases in the tremor of human hand muscles following brief, strong effort. *J. Physiol.*, 267: 821-831.
- Grabiner, M.D., V. Jaque, 1987; Activation patterns of the triceps brachii muscle during sub-maximal elbow extension. *Med. Sci. Sports Exerc.*, 19: 616-620.
- Hanninen, O., O. Airaksinen, M. Karipohja, K. Manninen, T. Sihvonen, H. Pekkarinen, 1989; On-line determination of anaerobic threshold with rms-EMG. *Biomed. Biochim. Acta*, 48: 493-503.
- Hildebrandt, V.H., 1987; A review of epidemiologic research on risk factors of low back pain. In: Proceedings of a conference held at the University of Surrey, Guildford 13-15 april 1987, pp. 9-16.
- Johnson, M.A., J. Polgar, D. Weightman, D. Appleton, 1973; Data on the distribution of fibre types in thirty-six human muscles. An autopsy study. *J. Neurol. Sci.*, 18: 111-129.
- Jonsson, B., 1970; The functions of individual muscles in the lumbar part of the spinae muscle. *Electromyography*, 10: 5-21.
- Kers, W.C., H. Bruinsma, 1989; WAO-toetreders 1987, een beschrijving. GMD, Cahier 16, Amsterdam.
- Kroll, W., 1973; Effects of local muscular fatigue due to isotonic and isometric exercise upon fractionated reaction time components. *J. Mot. Behav.* 5: 81-93.
- Mouton, L.J., 1990; Preventie beroepsgebonden rugproblematiek – De ontwikkeling van een electromyografische methode ter bepaling van statische rugbelasting, DGA-rapport S 35-5.
- Marras, W.S., 1987; Trunk motion during lifting: temporal relations among loading factors. *Int. J. Ind. Ergonomics*, 1: 159-167.
- Matthijsse, P.C., K.M.M. Hendrich, W.H. Rijnsburger, R.D. Woittiez, P.A. Huijting, 1987; Ankle angle effects on endurance time, median frequency and mean power of gastrocnemius EMG power spectrum: a comparison between individual and group analysis. *Ergonomics*, 30: 1149-1159.
- Morris, A.F., 1977; Effects of fatiguing isometric and isotonic exercise on resisted and unresisted reaction time components. *Eur. J. Appl. Physiol.*, 37: 1-11.
- Mucke, R., D. Heuer, 1989; Behavior of EMG-parameters and conduction velocity in contractions with different muscle temperatures. *Biomed. Biochim. Acta*, 48: 459-464.
- Nilsson, J., P. Tesch, A. Thorstensson, 1977; Fatigue and EMG of repeated fast voluntary contractions in man. *Acta Physiol. Scand.*, 101: 121-128.
- Norman, R.P., P.V. Komi, 1979; Electromechanical delay in skeletal muscle under normal movement conditions. *Acta Physiol. Scand.*, 106: 241-248.
- Parnianpour, M., M. Nordin, N. Kahanovitz, V. Frankel, 1988; The triaxial coupling of torque generation of trunk muscles during isometric exertions and the effect of fatiguing isoinertial movements on the motor output and movement patterns. *Spine*, 9: 982-992.
- Pope, M.H., T.R. Lehman, J.W. Frymoyer, 1984; Structure and function of the lumbar spine. *Occupational Low Back Pain*. Edited by M.H. Pope, J.W. Frymoyer, G. Andersson. New York, Praeger: 5-38.
- Roy, S.H., C.J. De Luca, D.A. Casavant, 1989; Lumbar muscle fatigue and chronic lower back pain. *Spine*, 14: 992-1001.
- Valkenburg, H.A., H.C. Haanen, 1982; The epidemiology of low back pain. Symposium on iodopathic low back pain. A. Louis pp. 9-22.
- Viitasalo, J.T., P.V. Komi, 1981; Interrelationships between electromyographic, mechanical, muscle structure and reflex time measurements in man. *Acta Physiol. Scand.*, 111: 97-103.
- Vink, P., 1989; Functions of the lumbar back muscles. Proefschrift (Leiden, Rijksuniversiteit Leiden).
- Vos, E.J., M.G. Mullender, G.J. Van Ingen Schenau, 1990; Electromechanical delay in vastus lateralis muscle during dynamic isometric contractions. *Eur. J. Appl. Physiol.*, 60: 467-471.
- White, A.A., M.M. Panjabi, 1978; Clinical biomechanics of the spine. J.B. Lippincott company, Philadelphia.
- Wiker, S.F., D.F. Chaffin, G.D. Langolf, 1989; Shoulder posture and localized muscle fatigue and discomfort. *Ergonomics*, 32: 211-237. ■