

Ser. 4.
S 35-3

2e ex.

Preventie beroepsgebonden rugproblematiek

Analyse van biomechanisch onderzoek van de rug
ten behoeve van preventie van rugklachten

Een onderzoek

Uitgevoerd in opdracht van het Directoraat-Generaal
van de Arbeid door de Rijks Universiteit Leiden, vakgroep Anatomie
en Embryologie in samenwerking met de Technische Universiteit
Eindhoven, vakgroep Fundamentele Werktuigkunde

Nederlands Instituut voor Arbeidsomstandigheden



NIA0021164

1 de Arbeid

S 35-3

Preventie beroepsgebonden rugproblematiek

Analyse van biomechanisch onderzoek van de rug
ten behoeve van preventie van rugklachten

Een onderzoek

Uitgevoerd in opdracht van het Directoraat-Generaal
van de Arbeid door de Rijks Universiteit Leiden, vakgroep Anatomie
en Embryologie in samenwerking met de Technische Universiteit
Eindhoven, vakgroep Fundamentele Werktuigkunde

Nederlands Instituut voor
Arbeidsomstandigheden NIA
bibliotheek-documentatie-informatie
De Boelelaan 32, Amsterdam-Buitenveldert

stamb.nr. 89-963
plaats Ser. 4, S35-3 (2e. ex)
datum 11 SEP. 1989

Auteurs:

Dr. ir. M. R. Drost ¹⁾

Drs. N. J. Delleman ²⁾

¹⁾ thans werkzaam bij de Rijksuniversiteit Limburg, vakgroep
bewegingswetenschappen

²⁾ thans werkzaam bij het Nederlands Instituut voor Praeventieve Gezondheidszorg -
TNO

juli 1989

VOORWOORD

In het kader van het onderzoeksprogramma "Preventie van beroepsgebonden rugproblematiek" is in opdracht van het Directoraat-Generaal van de Arbeid door R.U.Leiden in samenwerking met T.U.Eindhoven een inventariserend onderzoek verricht betreffende biomechanische modelvorming van de rug en experimentele studies die voor deze modellen relevante gegevens opleveren. In bovengenoemd kader zijn nog vier andere onderzoeksprojecten uitgevoerd op het gebied van ergonomische richtlijnen, epidemiologie, gezondheids-voorlichting en -opvoeding en spieractiviteit³.

In deze studie wordt een overzicht gegeven van de stand van zaken van biomechanisch onderzoek van de rug. Eveneens wordt antwoord gegeven op de vraag of en zo ja welke biomechanische modellen van de rug een basis kunnen leveren voor de onderbouwing van normen en richtlijnen voor fysieke belasting in arbeidssituaties.

Op grond van een uitvoerige bespreking van diverse micro- en macro-modellen kwam naar voren dat biomechanische modellen van de rug een goede basis kunnen bieden voor richtlijnen-ontwikkeling, mits het juiste model gekozen wordt. De studie wordt afgesloten met een aantal duidelijke conclusies en aanbevelingen rond deze keuze. De inhoud van deze studie komt voor verantwoordelijkheid van de onderzoekers.

In het meerjarenprogramma "Fysieke belasting en arbeid" wordt vanuit het arbeidsomstandighedenbeleid een geïntegreerde aanpak nagestreefd waarin naast wetenschappelijk onderzoek ook de beleidsinstrumenten voorlichting, regelgeving, stimulering deskundigheidsbevordering en subsidieregeling worden ontwikkeld om de complexe problematiek van arbeidsgebonden aandoeningen van het houdings- en bewegings-apparaat zo goed mogelijk te kunnen aanpakken. Bij de verdere beleidsontwikkeling zal de formulering van grenzen van aanvaardbare belasting op basis van biomechanische modelvorming en epidemiologische inzichten een belangrijke plaats innemen.

³nog in uitvoering

Begeleidingscommissie:

J.A. Ringelberg, arts (voorzitter) D.G.Arbeid

A.J. Boliijn, Hoogovens, IJmuiden

Ir. J.M.J. Kortman, D.G.Arbeid

Dr. H. Zuidema, arts, Philips Eindhoven

Ir. E.A.P. Koningsveld, Stichting Arbouw, Amsterdam (tot eind '88)

Drs. P. Vink, Stichting Arbouw, Amsterdam

J.D. v.d. Leun, arts, R.B.G.D., Rotterdam, Hoogvliet

J. Ligteringen, arts, Stichting Arbouw (tot maart '88)

Ir. P. Voskamp, D.G. Arbeid (vanaf eind '87)

Begeleiding:

Prof.dr. A. Huson, functioneel anatoom

Prof.dr.ir. J.D. Janssen, biomechanicus

A. Brouwers, system engineer

Ing. M. Verduin, experimenteel mechanicus

Klankbordgroep:

Dr.ir. J. Dul, biomedisch ingenieur/ergonoom

Dr. P.W. Gelderman, neurochirurg

Dr. E.M.M. Oostdam, klinisch psycholoog

Prof.dr. R.H. Rozendal, bewegingswetenschapper

Dr. H. Zuidema, bedrijfsgeneeskundige

Inhoud	Pag.
Samenvatting	1
1. INLEIDING	3
1.1 ALGEMENE INLEIDING	3
1.1.1 Algemene inkadering	3
1.1.2 Maatschappelijk belang	4
1.1.3 Het belang van mechanische belasting bij het ontstaan van rugklachten	5
1.1.4 Normen en richtlijnen	6
1.1.5 Pijn	7
1.1.6 Overzichtsliteratuur	8
1.1.7 Typen belasting	8
1.1.8 Belang van rugonderzoek	10
1.2 MORFOLOGIE VAN DE RUG	10
1.2.1 Algemeen	10
1.2.2 Tussenwervelschijven	12
1.2.3 Wervels	15
1.2.4 Spieren	15
1.2.5 Ligamenten	17
1.3 WELKE STRUCTUREN VEROORZAKEN DE PIJN	18
1.4 DEGENERATIE VAN DE TUSSENWERVELSCHIJF	20
1.5 MODELLEN	23
1.5.1 Mogelijkheden van modellen	23
1.5.2 Fundamenteel onderzoek	24
1.5.3 Soorten van modellen	26
1.5.4 Beschrijving macro- en micromodellen	28
1.5.5 Doel van modellen	29
1.6 KRACHTDOORLEIDING	29
1.7 EXPERIMENTELE TECHNIEKEN	31
1.7.1 Intra-discale druk	31
1.7.2 Intra-abdominale druk	32
1.7.3 Electromyografie	32
1.7.4 Bewegingssegmentgedrag	33

2.	MACROMODELLEN	36
2.1	INLEIDING	36
2.2	EISEN AAN MODELLEN	39
2.2.1	Differentiërende zwakheden	40
2.2.1.1	Spiere	40
2.2.1.2	Ligamenten en overige passieve zachte structuren	42
2.2.1.3	Complexiteit	44
2.2.1.4	Modeltechniek	45
2.2.1.5	Validatie	45
2.2.1.6	Overige kenmerken	47
2.2.2	Gemeenschappelijke zwakheden	47
2.2.2.1	Houding	47
2.2.2.2	Spiersturing	48
2.2.2.3	Intra-abdominale druk	51
2.3	MEGAMODELLEN	57
2.3.1	Hefboommodellen	58
2.3.2	Schultz c.s. (I)	59
2.3.2.1	Beschrijving van het model	59
2.3.2.2	Validering	60
2.3.2.3	Modeltechnische aspecten	61
2.3.2.4	Resultaten	61
2.3.2.5	Conclusies	61
2.3.3	Chaffin c.s.	61
2.3.3.1	Beschrijving van het model	61
2.3.3.2	Validering	62
2.3.3.3	Resultaten	64
2.3.3.4	Conclusies	64
2.3.4	McGill en Norman	65
2.3.4.1	Beschrijving van het model	65
2.3.4.2	Validering	66
2.3.4.3	Modeltechnische aspecten	67
2.3.4.4	Resultaten	70
2.3.4.5	Conclusies	71
2.3.5	Gracovetsky en Farfan	71
2.3.5.1	Beschrijving van het model	71
2.3.5.2	Validering	72

2.3.5.3	Modeltechnische aspecten	72
2.3.5.4	Resultaten	72
2.3.5.5	Conclusies	73
2.3.6	Discussie megamodellen	73
2.4	MULTI-BODYMODELLEN	74
2.4.1	Yettram en Jackman	74
2.4.2	Schultz c.s. (II)	74
2.4.3	Padwardhan	75
2.4.4	Discussie multi-bodymodellen	76
2.5	CONCLUSIES MACROMODELLEN	76
3.	MICROMODELLEN	78
3.1	INLEIDING	78
3.2	EISEN AAN MICROMODELLEN	80
3.2.1	Differentiërende eisen	80
3.2.1.1	Elastisch versus visco-elastisch gedrag	80
3.2.1.2	Complexiteit	81
3.2.1.3	Validatie	82
3.2.2	Gemeenschappelijke zwakheden	83
3.2.2.1	Druk in de nucleus	83
3.2.2.2	Opgelegde belasting	85
3.2.2.3	Spieren	85
3.2.2.4	Keuze van waarden voor materiaalparameters	88
3.3	ELASTISCHE ANALYTISCHE MODELLEN	88
3.3.1	Simpele modellen	89
3.3.2	Broberg en von Essen	90
3.4	ELASTISCHE EEM MODELLEN	93
3.4.1	Twee-dimensionale EEM modellen	94
3.4.2	Shirazi-Adl c.s.	96
3.4.2.1	Model	96
3.4.2.2	Resultaten	96
3.4.2.3	Validatie	96
3.4.2.4	Conclusie	98
3.4.3	Ueno en Liu	98
3.4.3.1	Model	98
3.4.3.2	Resultaten	99

3.4.3.3	Validatie	100
3.5	VISCO-ELASTISCHE EEM MODELLEN	100
3.5.1	Simpele modellen	100
3.5.2	Simon c.s.	101
3.5.2.1	Model	101
3.5.2.2	Resultaten	103
3.5.2.3	Validatie	103
3.5.2.4	Conclusie	103
3.6	VISCO-ELASTISCHE ANALYTISCHE MODELLEN	103
3.7	VEROUDERING EN DEGENERATIE	104
3.8	CONCLUSIE MICROMODELLEN	106
4.	TOEPASSING VAN BIOMECHANISCHE MODELLEN BIJ REGELGEVING	
4.1	INLEIDING	108
4.2	EVALUATIE VAN BIOMECHANISCHE MODELLEN MET BETREKKING TOT REGELGEVING	109
4.2.1	Inleiding	109
4.2.2	Criteria voor overbelasting van de lage rug	110
4.2.3	De maximaal toelaatbare waarde (belastbaarheid) van criteria voor overbelasting van de lage rug	111
4.2.4	De bepalingswijze van de actuele waarde van criteria voor overbelasting van de lage rug bij gegeven arbeidsomstandigheden (uitwendige belasting)	114
4.2.5	Conclusies	117
4.3	ARBEIDSSITUATIES MET BESTAANDE RICHTLIJNEN	118
4.3.1	Richtlijnen voor het maximaal toelaatbaar tilgewicht op basis van de NIOSH-methode	118
4.3.2	Richtlijnen voor het maximaal toelaatbaar tilgewicht op basis van intra-abdominale druk	123
4.3.3	Richtlijnen voor het maximaal toelaatbaar tilgewicht op basis van (spier-)kracht	124
4.3.4	Richtlijnen voor tiltechniek	126
4.3.5	Conclusie	127
4.4	ARBEIDSSITUATIES ZONDER RICHTLIJNEN	127
4.4.1	Dynamische arbeidssituaties	127
4.4.2	Statische arbeidssituaties	131

4.5	RESUMÉ	135
4.5.1	Dynamische arbeidssituaties	135
4.5.2	Statische arbeidssituaties	137
4.5.3	Conclusies	138
APPENDIX 1	BEGRIPPENLIJST	141
APPENDIX 2	ALGEMENE ANATOMISCHE BENAMINGEN	144
APPENDIX 3	EINDIGE ELEMENTEN METHODE	147
APPENDIX 4	VISCO ELASTICITEIT	149
APPENDIX 5	MEDISCHE MODELLEN MET BETREKKING TOT DE PATHOMECHANICA VAN DE LAGE-RUG	152
APPENDIX 6	STERKTE VAN LAGE-RUGSTRUCTUREN	160
APPENDIX 7	NIOSH-METHODE	163
APPENDIX 8	ONDERZOEKSADVIEZEN	166
APPENDIX 9	BELANGRIJKSTE ARTIKELEN VAN DE DIVERSE MACROMODELLEN	168
LITERATUUR		171

SAMENVATTING

Mechanische belasting is een belangrijke factor bij het ontstaan van rugproblemen. Met biomechanische modellen kan de belasting van de rug tijdens arbeidssituaties gekwantificeerd worden. In situaties met een hoge mechanische belasting kan dan het tilgewicht verminderd of de houding verbeterd worden. Daarnaast kan voor een grote variatie aan tilhoudingen bepaald worden hoe groot de rugbelasting is, afhankelijk van het tilgewicht. Essentieel hiervoor is dat er een goed biomechanisch model beschikbaar is.

In het onderhavige rapport zijn de biomechanische modellen van de rug kritisch geëvalueerd, waarmee een 'state of the art' van het biomechanisch onderzoek van de rug verkregen is.

Er zijn twee typen modellen onderscheiden: micromodellen en macromodellen. Met macromodellen kan de belasting uitgerekend worden die tijdens een fysieke activiteit, b.v. tillen, optreedt op een deelstructuur van de rug, b.v. compressiekracht op een laag-lumbale tussenwervelschijf. Met micromodellen kan het exacte belastingspatroon binnen een deelstructuur van de rug uitgerekend worden.

Met macromodellen kan de mechanische rug-belasting van fysieke arbeid gekwantificeerd worden. Op deze manier kunnen inhoudelijk onderbouwde normen opgesteld worden die op specifieke arbeidssituaties toegepast kunnen worden. Micromodellen kunnen inzicht opleveren over de grenswaarde van toelaatbare belasting op deelstructuren. Onderzoek aan micromodellen is dus een noodzakelijke ondersteuning voor de onderbouwing van normen.

Macromodellen die het meeste perspectief bieden voor gebruik in arbeidssituaties zijn: het model van Schultz c.s. I en hefboommodellen (waaronder het model van Chaffin c.s.). Op korte termijn komt een model beschikbaar dat de goede elementen van beide modellen in zich verenigt. Dit vernieuwde model van de groep van Chaffin (het Michigan 3D model) biedt de mogelijkheid om ook voor asymmetrische houdingen de rugbelasting uit te rekenen. Het model is echter nog niet goed genoeg gevalideerd.

De beste micromodellen zijn het model van Shirazi-Adl c.s. en het mengselmodel van Simon c.s.

Conclusie:

Biomechanische modellen van de rug kunnen een goede basis leveren voor het opstellen van inhoudelijk onderbouwde normen en richtlijnen voor fysieke belasting tijdens de werksituatie. Het meest geschikte model hiervoor is het Michigan 3D model. Van dit model moet nog wel nagegaan worden in welke houdingen het toegepast mag worden.

Daarnaast zijn ook op deelgebieden conclusies getrokken:

Intra abdominale druk is geen goede maat om rugbelasting te kwantificeren.

De grenswaarde voor maximale compressiebelasting zoals gekozen in NIOSH methode is ongeveer een factor twee hoger dan op grond van literatuurwaarden door ons berekend is.

1. INLEIDING

In de algemene inleiding (par. 1.1) wordt een inkadering van het onderzoek gegeven en wordt de invloed van mechanische belasting op het optreden van rugpijn behandeld. Daarna worden enkele morfologische aspecten behandeld om een basis te geven voor de evaluatie van de modellen: een beschrijving van de morfologie van de rug (par. 1.2), een evaluatie van de vraag welke structuren pijn kunnen veroorzaken (par. 1.3) en een beschrijving van het degeneratieproces van de tussenwervelschijf (par. 1.4).

In par. 1.5 worden de mogelijkheden en onmogelijkheden van mathematische modellen in het rugonderzoek besproken. De manier waarop kracht door de wervelkolom wordt doorgeleid, wordt besproken in par. 1.6. Tenslotte worden enkele experimentele technieken besproken die in het onderzoek van de lage rug worden gebruikt (par. 1.7).

1.1 ALGEMENE INLEIDING

1.1.1 Algemene inkadering

Het doel van dit onderzoek is te evalueren of en zo ja welke biomechanische modellen van de rug een basis kunnen leveren voor het opstellen van inhoudelijk onderbouwde normen en richtlijnen voor fysieke belasting tijdens de werksituatie.

Het huidige rapport beoogt een 'state of the art' van het biomechanische onderzoek van de rug te geven. Het onderzoek is voornamelijk gericht op modellen en daarnaast op die experimentele studies die relevante gegevens voor modellen opleveren. Deze keuze is gemaakt omdat modellen een goed overall inzicht op kunnen leveren. De opdrachtgever is het Directoraat Generaal van de Arbeid van het Ministerie van Sociale Zaken en Werkgelegenheid (DGA).

DGA heeft in 1984 een onderzoeksprogramma 'Preventie van beroepsgebonden rugproblematiek' opgezet op basis van adviezen van de Commissie van Arbeidsgeneeskundig Onderzoek (CARGO, 1984). Dit programma bestaat uit korte termijn onderzoek naar preventie en lange termijn onderzoek om de relatie tussen

arbeid en gezondheid te bestuderen. Bij deze relatie gaat het zowel om het opsporen van factoren in de werksituatie die verantwoordelijk geacht kunnen worden voor het ontstaan van gezondheidsschade als om het bepalen van de belastbaarheid van het individu, respectievelijk werk gebonden en individu gebonden factoren. Hierbij heeft men te maken met fysische factoren als de belasting in dynamische en/of statische situaties. Met een combinatie van biomechanisch en epidemiologisch onderzoek kan inzicht verkregen worden in de complexe relatie tussen belasting en schade. Epidemiologisch onderzoek kan waardevolle gegevens opleveren over risicopopulaties, risicovolle arbeidssituaties en individuele risicofactoren. Biomechanisch onderzoek kan gegevens opleveren over de mechanische belasting van de rug zoals die optreedt tijdens arbeidssituaties en over de belastbaarheid van de rug.

In het DGA-onderzoeksprogramma 'Preventie Beroepsgebonden Rugproblematiek' nemen drie onderzoeksgroepen deel. Het NIPG-TNO (Dul, Hildebrandt, van der Grinten) doet onderzoek naar ergonomische richtlijnen, epidemiologie en gezondheidsvoorlichting en opvoeding (GVO). De RU Groningen en de TU Twente (Eisma, Mouton) doen onderzoek naar statische rugspierbelasting; de RU Leiden en de TU Eindhoven doen onderzoek naar biomechanische modellen, waar dit project deel van uitmaakt.

1.1.2 Maatschappelijk belang

Rugklachten vormen één van de belangrijkste oorzaken van verzuim en arbeidsongeschiktheid. De kosten van de uitkeringen ten gevolge van rugklachten in Nederland zijn zeer hoog: in 1981 naar schatting meer dan 1,5 miljard gulden (Vermeer, 1983). In de westelijke wereld neemt rugpijn de laatste tijd sterk toe zowel qua absentiedagen als qua incidentie: in Engeland is tussen 1970 en 1980 het aantal ziektedagen ten gevolge van rugklachten met 40% toegenomen (Nachemson, 1982). Rugpijn veroorzaakt het grootste verlies aan arbeidscapaciteit in alle tot nu toe onderzochte bedrijfstakken (EEG, 1986). Naast deze materiële schade is er natuurlijk ook een belangrijke niet-materiële schade: verminderd welzijn door pijn.

De mate van belemmering door stoornissen in de lage rug loopt sterk uiteen bij verschillende individuen waarvoor eenzelfde pathologie aangenomen wordt. Deze verschillen kunnen óf berusten op het feit dat de pathologieën in werkelijkheid toch verschillen óf op een complex van twee groepen factoren (CARGO, 1984):

- de bezigheden die de getroffene wil of moet verrichten;
- de pijnbeleving, die bepalend is voor de functionele hinder die men ondervindt.

Deze beleving wordt beïnvloed door psychosociale factoren.

Belangrijk lijkt de onderverdeling in acute en chronische lage-rugpijn. De grens wordt tamelijk arbitrair gekozen bij een pijnperiode van ongeveer drie maanden (Nachemson, 1982). Volgens Nachemson (1982) werd bij patiënten met acute pijn de pijn voor 90% door mechanische schade en voor 10% door psychologische factoren bepaald; bij chronische pijn na zes maanden voor 50% door psychosociale factoren en na een jaar voor 80%.

1.1.3 Het belang van mechanische belasting bij het ontstaan van rugklachten

Een belangrijk probleem bij het lage-rug onderzoek is dat lage-rugpijn niet goed gedefiniëerd is. Hierdoor worden verschillende terminologieën gebruikt, zodat resultaten van verschillende onderzoekers onderling vaak moeilijk te vergelijken

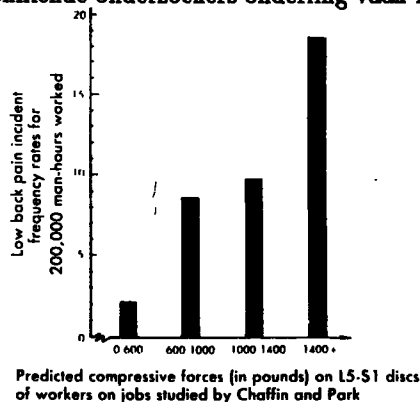


Fig. 1.1 Vergelijking van de incidentie van lage-rugklachten van 550 werknemers die 18 maanden gevolgd zijn met de berekende compressiekracht op de tussenwervelschijf L5-S1. Deze kracht is berekend met het model van Chaffin c.s. (par. 2.3.3). (Uit: Chaffin, 1982)

zijn. Daarnaast is bij de meeste patiënten onmogelijk om enige definitieve diagnose te stellen (zie voor een literatuuroverzicht Hildebrandt, 1988).

Het is waarschijnlijk dat rugpijn multicausaal is (oa. Nachemson, 1975). Op grond van de volgende punten lijkt mechanische belasting een belangrijke rol te spelen bij lage-rugpijn. Ten eerste is van sommige soorten rugpijn een mechanische oorzaak bekend. Een voorbeeld hiervan is hernia nuclei pulposi (HNP). Hierbij scheurt de anulus fibrosus van de tussenwervelschijf. Het exacte mechanisme van ontstaan van zo'n scheur is echter ook nog niet biomechanisch begrepen. Ten tweede kan er met epidemiologische gegevens een correlatie tussen zware lichamelijke arbeid en het voorkomen van lage-rugpijn worden aangetoond (zie Fig 1.1). Volgens Hildebrandt (1988) zijn er echter vele methodologische problemen die de interpretatie van epidemiologisch onderzoek op dit gebied moeilijk maken. Volgens hem is op grond van primaire publikaties het belang van 'zwaar werk', zittend werk, tillen en draaien als werkgebonden risicofactoren tegenstrijdig, maar worden deze factoren in overzichtsstudies wel als werkgebonden risicofactoren genoemd.

Het EEG comité ad hoc inzake lumbale risico's op het werk (EEG, 1986) heeft een schatting gemaakt van het belang van arbeidsomstandigheden op het voorkomen van aandoeningen van de lage rug. De conclusie was dat 70% het gevolg was van, werd toegeschreven aan, of verergerd door arbeidsomstandigheden. Als belangrijkste oorzaken van aandoeningen van de lage rug werden diverse typen mechanische belasting genoemd.

Samengevat: Het is zeer aannemelijk dat bepaalde vormen van fysieke belasting risicofactoren vormen voor rugproblematiek.

1.1.4 Normen en richtlijnen

In dit rapport wordt geen onderscheid gemaakt tussen "normen", "richtlijnen" en "preventieve maatregelen", er wordt verder uitsluitend gesproken over "richtlijnen". In het kader van de biomechanica is het verschil tussen deze termen niet relevant. De huidige richtlijnen worden besproken in hoofdstuk 4.

Op dit moment bestaan in Nederland geen wettelijke richtlijnen voor de belasting van het bewegingsapparaat op het werk. De behoefte aan dergelijke richtlijnen is groot. Biomechanische criteria kunnen op eenvoudige wijze richtlijnen voor maximale belasting opleveren. Het uitvaardigen van richtlijnen is alleen zinvol wanneer verwacht mag worden dat het invoeren ervan zal leiden tot preventie van rugproblematiek. De keuze van deze criteria moet dus zeer zorgvuldig plaatsvinden. In dit rapport wordt een uitgebreide evaluatie gegeven van biomechanische criteria voor belasting van de lage rug. Dit zal zowel gebeuren op fundamenteel wetenschappelijke gronden (hoofdstukken 2 en 3) als in meer toegepast kader (hoofdstuk 4).

1.1.5 Pijn

Het begrip 'pijn' speelt bij lage-rug klachten een belangrijke rol. Pijn is echter een zeer complex fenomeen. Mechanische prikkels zijn belangrijk bij het ontstaan van pijn. Daarnaast kan de beleving van pijn gemoduleerd worden door factoren van psychosociale aard. Belangrijke factoren kunnen zijn de individuele pijndrempel en de wijze waarop een individu reageert op pijn. Hoewel deze factoren belangrijk zijn, wordt er in ons rapport geen aandacht aan besteed.

In ons rapport wordt alleen aandacht besteed aan de mechanische oorzaken van pijn. Het gaat primair om problematiek die het gevolg is van ongunstige belasting van het bewegingsapparaat en niet om bv ontstekingen, infecties of tumoren. Het is wel zo, dat zulke processen een verzwakking van de rug kunnen veroorzaken en zo de belastbaarheid verminderen. Bij mechanische oorzaken kunnen we denken aan het rekken van structuren, zowel in trek als in druk. Bij een te grote rek kunnen scheuren of breuken optreden. Ook kunnen structuren afgekneld worden.

Alleen in structuren die geïnnerveerd zijn kan pijn gevoeld worden. Daarom is onderzoek naar de verspreiding van zenuweindigingen over de verschillende rugstructuren een belangrijk onderdeel van lage-rugonderzoek (zie par. 1.3).

1.1.6 Overzichtaliteratuur

Het beste overzichtsboek op het gebied van de onderzoek naar lage-rugpijn vinden wij: Idiopathic low back pain met als editors White & Gordon (1982). Dit is een uitgebreid verslag van een symposium over lage-rugpijn. White en Gordon (1982) verdelen het onderzoek naar lage-rugpijn in vijf gebieden: 1-epidemiologie, 2-anatomie, 3-biomechanica, 4-biochemie (vnl. van de tussenwervelschijf) en 5-neurale mechanismen. In ons rapport ligt de nadruk op de biomechanica en daarbinnen op modellen. De andere onderzoeksgebieden worden alleen behandeld voor zover ze relevant zijn voor de biomechanica. De belangrijke onderzoekers op de diverse deelgebieden geven een samenvatting van de stand van zaken en geven aan op welke deelgebieden het onderzoek het meest veelbelovend was. Door de snelle ontwikkeling op het gebied van mathematische modellen van de lage rug in de afgelopen vijf jaar is het onderdeel 'modellen' sterk verouderd. Een iets ouder overzichtswerk over biomechanica van de lage rug is White & Panjabi (1978): Clinical biomechanics of the spine. Een interessant boek over de functionele anatomie van de rug is: The spinal engine, van Gracovetsky (1988). De beschrijving van het door hem gebruikte biomechanische model van de rug is echter zeer slecht (zie par. 2.3.5).

1.1.7 Typen belasting

De fysieke belasting in werksituaties kan op meerdere manieren in een aantal typen onderverdeeld worden. De eerste is de onderverdeling in statische en dynamische belasting. Bij dynamische belasting is het belang van traagheidskrachten (versnellingen) groot. Een extreem voorbeeld hiervan is vallen (versnellingen, eigenlijk vertragingen, van enkele malen de zwaartekracht treden op bij het neerkomen). Bij statische belasting zijn versnellingen niet belangrijk. Een extreem voorbeeld hiervan wordt gevormd door het langdurig in onbewegelijke houding verichten van taken.

Een andere indeling is gebaseerd op typen werkactiviteiten. Categorieën zijn hier bv. het manueel hanteren van materialen ('manual material handling') en het hanteren van gereedschap. Manueel hanteren van materialen kan op zich weer

onderverdeeld worden in tillen, dragen, duwen en trekken.

In Dul & Hildebrandt (1987) wordt een eenvoudig diagram van de relatie tussen arbeid en rugproblematiek gegeven.

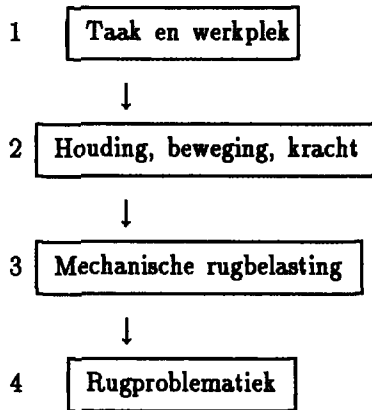


Fig. 1.2 Eenvoudig diagram van de relatie tussen arbeid en rugproblematiek. (Uit Dul & Hildebrandt, 1987).

In blok 2 zijn zowel frequentie, duur als grootte van de belasting van belang. De biomechanische modellen van de rug behoren tot blok 3. In de ergonomie worden vaak omschrijvingen op een hoog integratieniveau gebruikt: bv. tillen, duwen, behorende bij blok 1 of 2. Het integratieniveau geeft de mate van complexiteit aan. Gedurende een werkdag treedt een door het werk bepaald belastingspatroon op. In de biomechanica wordt vaak over het belastingspatroon op een lager niveau gesproken: krachten en momenten die uitgeoefend worden op bepaalde structuren. De ergonomische belastingspatronen kunnen ontleed worden in hun mechanische, samenstellende onderdelen. Een belastingspatroon is dan gedefinieerd door het verloop in de tijd van krachten en momenten. Belastingspatronen die in de arbeidssituatie optreden, zijn vaak zo ingewikkeld dat er bij het beschrijven ervan grove simplificaties gedaan moeten worden. Een meer gedetailleerd schema van blok 3 wordt gegeven in Fig. 1.11. Hierin zijn biomechanische modellen op meerdere niveaus van integratie aangegeven.

1.1.8 Belang van rugonderzoek

Om te komen tot goed onderbouwde richtlijnen moet inzicht aanwezig zijn in de in Fig. 1.2 beschreven relaties. Het algemene beeld uit de literatuur is dat de mechanische oorzaken van het ontstaan van rugproblematiek niet goed bekend zijn (zie bv. voorwoord in Gordon & White, 1982). Hiervoor zijn twee oorzaken aan te wijzen: 1) de rug is een uiterst gecompliceerd systeem, 2) er wordt relatief weinig fundamenteel onderzoek aan de rug gedaan. Trunkey (1983) vergelijkt drie categorieën problemen in de gezondheidszorg: kanker; hart en vaatziekten; en traumata. De vergelijking betreft fondsen voor onderzoek enerzijds en gederfde levensjaren anderzijds. Het verlies aan levensjaren ten gevolge van trauma is twee maal zo groot als ten gevolge van kanker. Aan kankeronderzoek wordt echter ongeveer 50 maal zoveel geld uitgegeven als aan traumaonderzoek (VS; gegevens voor levensjaren uit 1975, voor fondsen uit 1982). Het rugonderzoek kan gerekend worden tot het traumaonderzoek. In het artikel van Trunkey wordt voornamelijk ingegaan op mortaliteit. Bij lage-rugproblematiek zijn morbiditeit en de levenskwaliteit belangrijker. Gezien de maatschappelijke kosten zou onderzoek naar rugproblematiek krachtig gestimuleerd moeten worden. Dit geldt zowel voor onderzoek op een hoog niveau van integratie: ergonomie en epidemiologie als voor onderzoek op een laag niveau van integratie: biomechanica en biochemie.

1.2 MORFOLOGIE VAN DE RUG

Het doel van het opnemen van deze paragraaf is het verschaffen van een basis voor de evaluatie van de modellen. Een uitgebreide bespreking toegespitst op modelbouw wordt gegeven door McGill (1986) en door Gracovetsky (1988).

1.2.1 Algemeen

De wervelkolom bestaat uit zeven halswervels (van craniaal C1 tot caudaal C7), 12 thoracale wervels (T1-T12), vijf lumbale wervels (L1-L5) en het sacrum (vijf vergroeide wervels, S1-S5) (Fig. 1.3).

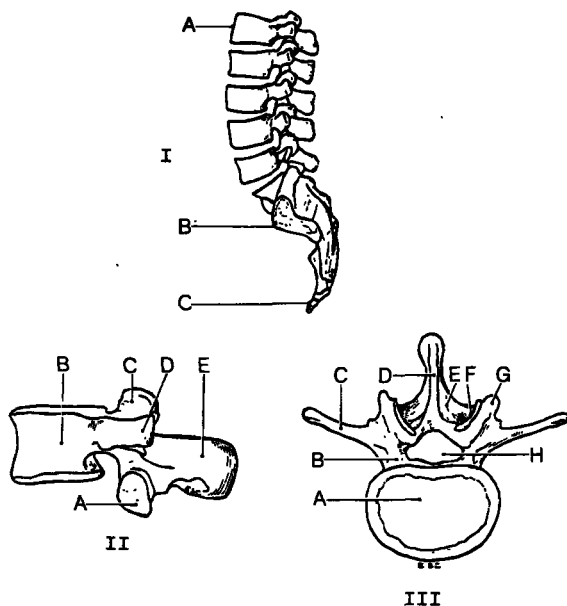


Fig. 1.3

- I Lateraal aanzicht van het lumbale deel van de wervelkolom. B articulatie van het sacrum met het linker os coxae (dijbeen); C-os coccygis (stuitbeen).
- II Lateraal aanzicht van de wervel L3: A-oppervlakte van het onderste facetgewricht, B-wervellichaam, C-bovenste facetgewricht (eigenlijk processus articularis superior), D-processus transversus, E-processus spinosus (doornuitsteeksel).
- III Bovenaanzicht van L3: A-wervellichaam, B-pedculus, C-processus transversus, D-processus spinosus, E-lamina, F-gewrichtsvlak van de superiore processus articularis (facetgewricht), G-processus mammillaris, H-foramen vertebrale (wervelkanaal). (Uit: White & Gordon, 1982)

Een bewegingssegment (Fig. 1.4) bestaat uit twee opeenvolgende wervels en de tussengelegen tussenwervelschijf en facetgewrichten. Tussen wervellichaam en tussenwervelschijf bevindt zich de eindplaat, die uit hyalien kraakbeen bestaat. De eindplaat bevindt zich alleen boven de geperforeerde benige eindplaat, niet boven de compacte perifere zone (epiphyse) van de wervel. De ligamenten tussen

twee opeenvolgende wervels worden wel tot het bewegingssegment gerekend, spieren niet.

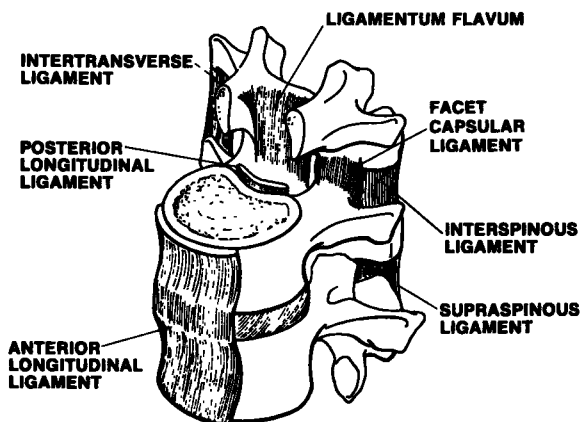


Fig. 1.4 Bewegingssegment: twee wervels met de tussenliggende tussenwervelschijf. Om de ligamenten goed te laten zien is een deel van de wervelboog craniaal van het bewegingssegment aangegeven. (Uit: White & Panjabi, 1978)

1.2.2 Tussenwervelschijven

Tussenwervelschijven zijn in dwarsdoorsnede (transversaal) ellipsvormig met een holle, bolle of rechte dorsale zijde; in lengtedoorsnede (sagittaal) zijn lumbale tussenwervelschijven iets wigvormig (Fig. 1.5). Een tussenwervelschijf bestaat uit een gelatineus centrum (de nucleus pulposus) omgeven door een aantal (10-12) vezelversterkte lamellen gescheiden door de grondsubstantie (samen de anulus fibrosus). Vaak zijn de lagen niet duidelijk te onderscheiden.

De nucleus vormt in dwarsdoorsnede 25 tot 50% van de oppervlakte van de tussenwervelschijf. Hij bestaat uit een netwerk van ongerichte, collagene vezels ingebed in een grondsubstantie van gehydrateerde proteoglycanen. De duidelijke scheiding van de tussenwervelschijf in nucleus en anulus bestaat alleen op jonge leeftijd. Regressieve veranderingen worden al in de derde decade gevonden (Coventry et al., 1945a, b) (zie ook par. 1.4).

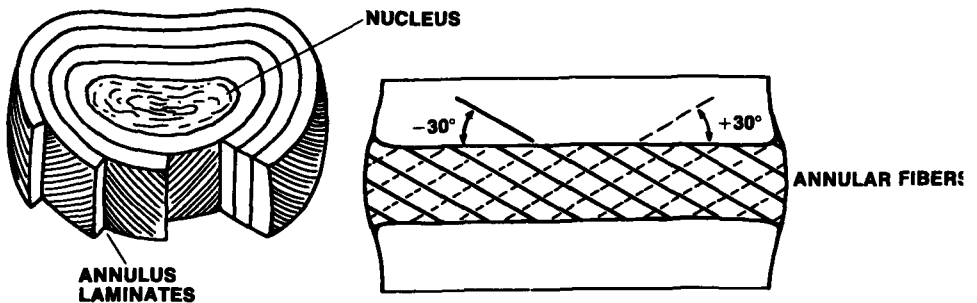


Fig. 1.5 Opbouw van de tussenwervelschijf. (Uit: White & Panjabi, 1978)
 A—Overzicht van de tussenwervelschijf. Een deel van de anulus is verwijderd om de opbouw in lagen duidelijker te laten zien. Het getekende aantal lagen is veel kleiner dan het werkelijke aantal (minstens 10–12).
 B—Vezelrichting in twee opeenvolgende anuluslagen (respectievelijk getrokken en onderbroken lijnen).

De vezels binnen een anuluslaag lopen parallel. De vezels van de buitenste lagen van de anulus hechten aan op het bot (vezels van Sharpey). De binnenste lagen van de anulus bestaan uit fibreus kraakbeen (Buckwalter, 1982). De vezelrichting van de lagen is opeenvolgend ongeveer $+30$ en -30 graden met het transversale vlak van het bewegingssegment. De exacte vezelrichting is (ook) afhankelijk van de belasting. De vezels bestaan uit collageen. Ze vormen slechts een klein deel van de anulus (15 volume%). De chemische eigenschappen van het collageen als functie van leeftijd en positie in de anulus zijn beschreven door Ghosh et al. (1977). In de anulus kwam voornamelijk type II collageen voor, in de nucleus vooral type I¹. In gedegenererde tussenwervelschijven kwam alleen type I voor. In de nucleus was 20–45% niet-collageen eiwit aanwezig, in de anulus 5–25%. Volgens Brickley-Parsons & Glimcher (1984) was de verhouding type II/ type I perifeer in de anulus dorsaal veel lager dan ventraal, terwijl deze verhouding centraal omgekeerd was. Deze relatie gold alleen voor volwassenen, niet voor adolescenten. In een scoliotische wervelkolom was een sterke toename van type I collageen aan de concave zijde van de curve en een afname aan de convexe zijde. Dit was het sterkste

¹Type I collageen komt voornamelijk voor in botten, ligamenten en pezen, type II voornamelijk in kraakbeen. Op de verschillende mechanische eigenschappen wordt hier niet ingegaan.

ter hoogte van de apex. De conclusie was dat de verhouding type II/type I beïnvloed wordt door de mechanische belasting.

In de nucleus en de annulus zijn proteoglycanen aanwezig. Het proteoglycangehalte is het hoogst in de nucleus (ongeveer de helft van het drooggewicht) en neemt naar perifeer af (tot 10-20% in de perifere lagen van de annulus) (Buckwalter, 1982). Het radiale verloop van watergehalte en gebonden lading is gegeven in Fig. 1.6. Het is duidelijk te zien dat de annulus niet homogeen is. Lipson & Muir (1981) hebben de veranderingen beschreven die optraden in de tussenwervelschijven van konijnen, nadat er een laesie in was aangebracht. De nadruk lag hierbij op veranderingen die optraden bij proteoglycanen. Na hernatie volgde altijd degeneratie. Tijdens deze degeneratie trad eerst een acuut verlies aan water en proteoglycanen op, gevolgd door een vrij snel herstel. Dit werd gevolgd door een langzaam en blijvend verlies aan water en proteoglycanen. Het snelle herstel werd geïnterpreteerd als een herstelpoging, die bij een kleine laesie weer tot de intacte toestand zou

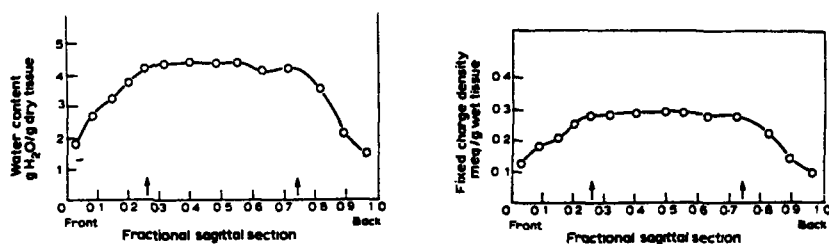


Fig. 1.6 Verdeling van watergehalte en lading over de diameter van de tussenwervelschijf. (Uit: Urban & Maroudas, 1979)

kunnen leiden. Het langzame verlies aan water en proteoglycanen werd geïnterpreteerd als degeneratie met de vorming van littekenweefsel.

De lichtmicroscopische morfologie van de tussenwervelschijven als functie van leeftijd is o.a. beschreven door Coventry et al. (1945a,b) en Hirsch & Schajowicz

(1953) (zie ook par. 1.4).

1.2.3 Wervels

Een wervel bestaat uit een wervellichaam en een wervelboog (Fig. 1.4). Het wervellichaam bestaat uit een centrum van spongieus bot omgeven door een dunne (ongeveer 1 mm) laag compact bot. De exacte dikte van deze laag varieert; compact en spongieus bot gaan vloeiend in elkaar over (Hakim & King, 1979).

1.2.4 Spieren

De spieren van de rug (Fig. 1.7) kunnen onderverdeeld worden in:

1-anterolaterale prevertebrale spieren,

2-diepe postvertebrale spieren en

3-oppervlakkige rugspieren.

De anterolaterale spieren zijn de mm. psoas major en minor en de m. quadratus lumborum. De postvertebrale spieren worden tesamen ook m. erector spinae genoemd. In het lumbale deel van de erector spinae worden twee compartimenten onderscheiden: het mediale compartiment, grotendeels ingenomen door het transversospinale systeem (mm. multifidi) en het laterale compartiment met de sacrospinalis. Het sacrospinale deel bestaat uit de m. longissimus en de m. iliocostalis. Het exacte verloop van de m. erector spinae en mm. multifidi is beschreven door oa. Langenberg (1970), Bogduk (1980) en Bustami (1986). In de Nomina Anatomica wordt de m. multifidus als een afzonderlijke spier beschouwd. Oppervlakkige spieren zijn de m. latissimus dorsi en de m. serratus posterior inferior.

De belangrijkste spieren in de buikwand zijn de mm. obliquus internus en externus abdominis, de m. transversus abdominis en de m. rectus abdominis. (Deze paragraaf is gebaseerd op Örtengren & Andersson (1977).)

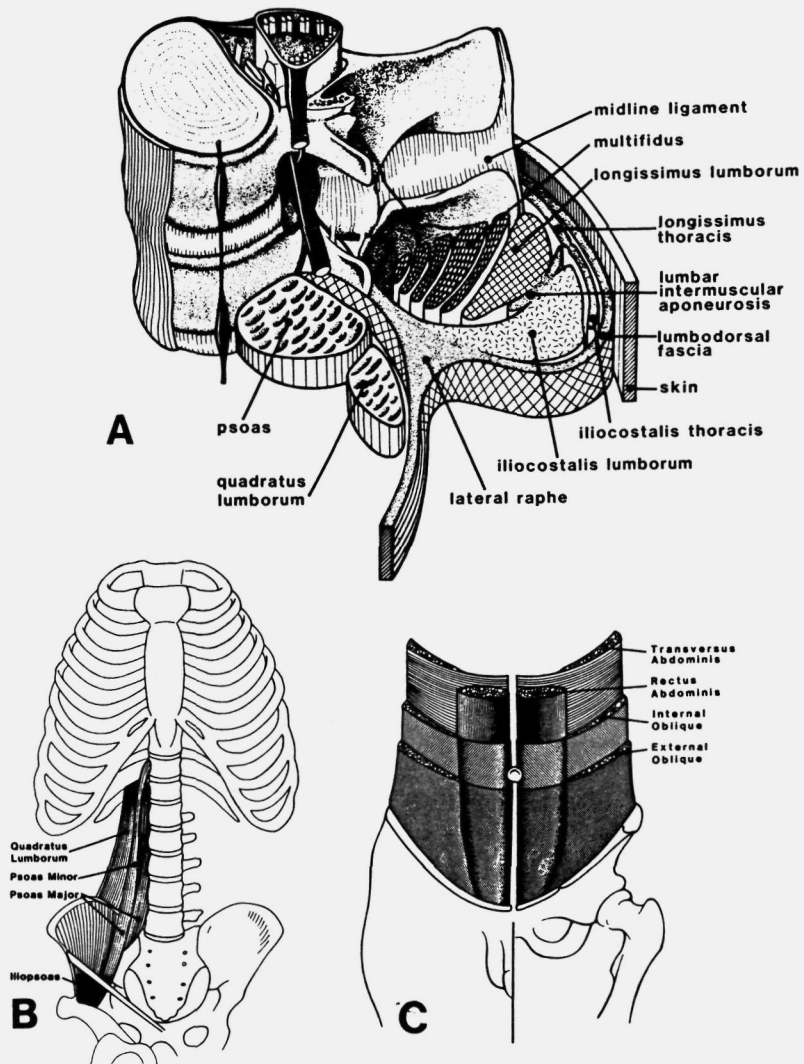


Fig. 1.7 Spieren van de lage-rug.

- a Opengewerkt diagram met de dorsale spieren. Tevens zijn enkele ligamenten aangegeven.
- b Verloop van de diepe spieren.
- c Opengewerkt diagram van de spieren van de buikwand.

(Uit: Gracovetsky, 1988)

1.2.5 Ligamenten

Binnen elk bewegingssegment kunnen zeven ligamenten onderscheiden worden (Fig. 1.4). Het ligamentum longitudinale anterius loopt ventraal van de wervellichamen. Het is stevig verbonden met de wervellichamen, maar niet met de tussenwervelschijven. Het ligamentum longitudinale posterius loopt dorsaal van de wervellichamen. Het is gedeeltelijk verweven met de tussenwervelschijven. De ligamenta intertransversaria verbinden de processus transversi met elkaar. Het kapsel rond de facetgewrichten bestaat uit zeer korte vezels. De ligamenta flava verbinden de anteriore onderrand van een lamina met de posteriore bovenrand van de lamina eronder. Ze bestaan voor een zeer groot deel uit elastische vezels. De ligamenta interspinalia verbinden de doornuitsteeksels. Het ligamentum supraspinale loopt over de toppen van de doornuitsteeksels van het ligamentum nuchae tot het sacrum.

De volgende ligamenten verbinden het bekken en de wervelkolom: het sacro-iliacale ligament, het iliolumbale ligament, het lumbosacrale ligament en het sacro

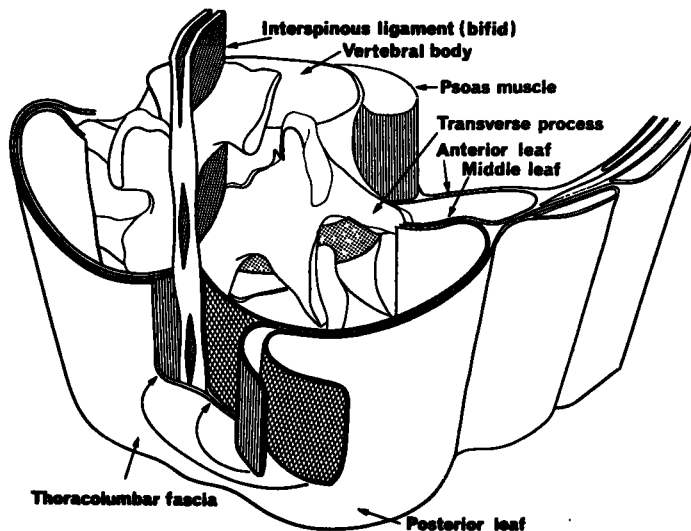


Fig. 1.8 Diagram van de anatomie van de thoraco-lumbale fascia. (Uit: Fairbank & O'Brien, 1980)

spinale ligament. Een belangrijke passieve structuur is de thoraco-lumbale fascia (Fig. 1.8). Dit is een uitgebreide aponeurotische structuur die uit meerdere bladen bestaat.

1.3 WELKE STRUCTUREN VEROORZAKEN DE PIJN?

Voor de ontwikkeling en evaluatie van biomechanische modellen is het van belang te weten welke structuren de pijn veroorzaken. Als een structuur pijn veroorzaakt, is dat een sterke aanwijzing dat in die structuur mechanische overbelasting optreedt. Van die structuren kunnen dan biomechanische modellen gemaakt worden om inzicht te krijgen in het proces van overbelasting. Een belangrijke vraag is hierbij hoe hoog de maximaal toelaatbare belasting is.

Alleen structuren die pijnreceptoren bezitten, kunnen pijn veroorzaken. De primaire overbelasting zou wel in een andere structuur kunnen optreden: het bezwijken van de ene structuur (breken, scheuren) doet overbelasting ontstaan op een tweede. Hierbij kan gedacht worden aan de situatie zoals die optreedt bij HNP. Overbelasting van de tussenwervelschijf veroorzaakt een scheur in de anulus fibrosus. Hierdoor treedt materiaal uit de nucleus naar buiten. Dit uitgetreden materiaal verhardt. Dit harde materiaal kan een nabijgelegen zenuwwortel mechanisch afklemmen en een pijnsensatie veroorzaken.

In de lumbosacrale regio zijn de volgende structuren met pijnsensoren aanwezig (Wyke, 1982):

1. Huid, onderhuids vet en bindweefsel.
2. Fibreuze kapsels van facetgewrichten en sacroiliacale gewricht.
3. Ligamenta longitudinalia, interspinalia, flava en sacroiliaca.
4. Periosteum dat wervellichamen en bogen bedekt, plus de aangehechte fasciae, pezen en aponeuroses.
5. Dura mater en epiduraal fibreus vetweefsel.
6. Wanden van de bloedvaten van de spinale en sacroiliacale gewrichten en in het spongieuze wervelbotweefsel.

7. Wanden van de paravertebrale en epidurale aders.
8. Paravertebrale spieren (in de wanden van de intramusculaire slagaders).

Voor de volledigheid wordt ook aangegeven bij welke structuren (volgens Wyke) geen pijnsensoren zijn aangetoond. Dit zijn: het bot van de wervels, de eindplaten van de tussenwervelschijven, het articulaire kraakbeen en het synoviale weefsel in de facetgewrichten en in het sacroiliacale gewricht, en de tussenwervelschijven. Hierdoor kunnen deze weefsels nooit de directe oorzaak van lage-rugpijn zijn, zelfs niet als daar traumatische, degeneratieve of ontstekingspathologische veranderingen optreden. De pijnreceptoren die het dichtst bij de tussenwervelschijf liggen, zijn de receptoren in het fibreuze weefsel tussen het ligamentum longitudinale posterius en de anulus.

Yoshizawa et al. (1980) hebben in de buitenste laterale helft van de anulus een dicht netwerk van niet-gemyeliniseerde axonen en een overvloed aan vrije zenuweindigingen aangetoond (vrije zenuweindigingen zijn nociceptoren). Ze hebben geen zenuweindigingen in de binnenste helft van de anulus en in de nucleus gevonden. Bij degeneratie van de tussenwervelschijf veranderde dit beeld niet.

De niet-gemyeliniseerde axonen van pijnsensoren 'baden' in de interstitiële vloeistof. Als in de interstitiële vloeistof depolariserende stoffen aanwezig zijn, kan chemische irritatie optreden en pijn in de lage rug. Dit verschijnsel treedt ook op in vermoeide spieren, de irritator is dan melkzuur (Wyke, 1982).

Er is weinig bekend over de nociceptoren van bot, ligamenten en andere diepe structuren. Het is mogelijk dat weefselontstekingen en het vrijkomen van chemische substanties bij schade aan spieren, tussenwervelschijven of ligamenten de gevoeligheid van de nociceptoren verhogen (Dubner & Long, 1982). Er is geen overeenstemming welke zenuweindigingen verantwoordelijk zijn voor het pijngevoel in elk syndroom. Deze onzekerheid over de innervatie van de rug en de pijnperceptie is een belangrijk gebied voor fundamenteel onderzoek (Pope et al., 1982).

De volgende structuren zouden de oorzaak van pijn kunnen zijn: 1-tussenwervelschijf, 2-ligamenten, 3-zenuwen (chemische of mechanische irritatie), 4-facetgewrichten, 5-spielen of pezen. De beschikbare evidentie pro en contra de rol van deze verschillende structuren als veroorzaker van pijn wordt hieronder kort besproken.

Ad 1 Tussenwervelschijf

- Pro (Nachemson, 1975):

- Door intradiscale injectie van hypertoon zout of contrastvloeistof kan lage rugpijn opgewekt worden.
- Lage rugpijn kan opgewekt worden door mechanische stimulatie met dunne nylon draadjes van het dorsale deel van de anulus, het ligamentum dorsale longitudinale posterius en de zenuwwortel zelf. Dit gebeurt niet bij stimulatie van thoracolumbale fascie, de spieren, het ligamentum interspinale, het ligamentum flavum en de facetgewrichten.
- Rupturen van de anulus beginnen ongeveer gelijktijdig op te treden met het optreden van rugpijn (25 jaar).
- Een hernia wordt vaak voorafgegaan door een of meerdere aanvallen van lage rugpijn.

- Contra

- Er is geen directe relatie tussen degeneratie van de tussenwervelschijf en lage rugpijn, al is wel bekend dat hernia vooral optreedt bij licht gedegenereerde tussenwervelschijven.

Ad 2 Ligamenten

- Pro (Rissanen, 1960)

- Er worden klinisch vaak gescheurde ligamenta interspinalia gevonden, vooral laag lumbaal (in totaal bij ongeveer 20% van de volwassenen).

1.4 DEGENERATIE VAN DE TUSSENWERVELSCHIJF

Rugpijn komt vooral voor tussen een leeftijd van 30 en 50 jaar (Kelsey, 1982). Dit zou kunnen wijzen op een relatie met het proces van degeneratie van de tussenwervelschijf, dat ook vaak op deze leeftijd optreedt (Hirsch & Schajowicz, 1953).

Het meest kwetsbaar lijken de tussenwervelschijven met degeneratiegraden twee en drie (zie onder).

In deze paragraaf wordt een zeer beknopte beschrijving van degeneratie van de tussenwervelschijf gegeven. Meer uitgebreide beschrijvingen worden gegeven in Coventry et al. (1945ab), Hirsch & Schajowics (1953) en Yasuma et al. (1986). De term 'degeneratie van de tussenwervelschijf' is arbitrair en duidt geen specifieke pathologische verandering aan. De tussenwervelschijven hebben hun maximale ontwikkeling aan het eind van de tweede decade bereikt, daarna worden retrogressieve of degeneratieve veranderingen steeds duidelijker. Deze veranderingen kunnen beschouwd worden als veroudering zoals die ook elders in het lichaam optreedt (Macnab, 1952). Volgens Nachemson (1975) en Macnab (1952) treden de volgende wijzigingen in de tussenwervelschijf op:

- Histologie

- . Fibrillatie van de nucleus.
- . Rupturen in de anulus
- . Degeneratie van het kraakbeen in de eindplaten.
- . Microfracturen in het subchondrale bot.
- . Hyalinisatie van de anulus.

- Chemie

- . Afname in het watergehalte (80% naar minder dan 65%).
- . Afname in proteoglycanen (mucopolysacchariden).
- . Toename in collageengehalte.

Histologisch zijn er grote overeenkomsten met osteo-arthritis. Bij het degeneratieproces neemt het watergehalte van de nucleus sterk af. De nucleus wordt fibreuzer en minder duidelijk te onderscheiden van de anulus. Er ontstaat een overgangszone van variabele grootte. Vanaf de derde decade ontstaan scheuren en spleten in de anulus (Coventry et al., 1945b). Veel scheuren bevinden zich tussen de vezellagen. De radiale scheuren treden meestal dorsaal of dorso-lateraal op. Vanaf de vierde decade is de nucleus niet meer gelatineus (Macnab, 1952).

Het meest gebruikte systeem om de degeneratiegraad van tussenwervelschijven aan te geven is de indeling volgens Galante (1967) (Fig. 1.9):

- groep 1 – normale tussenwervelschijven. Anulus vrij van rupturen en glanzend wit. Glanzend witte nucleus.
- groep 2 – normaal uiterlijk, maar de nucleus heeft een meer fibreuze structuur. Er is een duidelijke grens tussen anulus en nucleus.
- groep 3 – geïsoleerde fissuren in de anulus. De nucleus is droog en soms verkleurd. De grens tussen anulus en nucleus is niet langer duidelijk.
- groep 4 – ernstige veranderingen. Rupturen en sequestrae in anulus en nucleus, vaak marginale osteophyten.

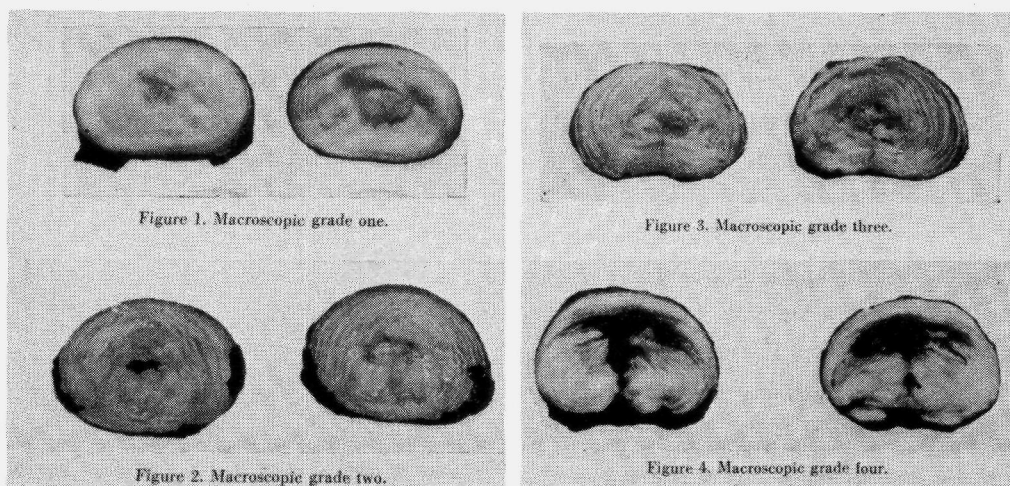


Fig. 1.9 De vier graden van degeneratie van tussenwervelschijven. (Uit: Galante, 1967)

In bewegingssegmenten met een gedegenererde tussenwervelschijf vinden we vaak ook degeneratie van de facetgewrichten. Het is waarschijnlijk dat hier een oorzakelijk verband bestaat (Macnab, 1986). Dit zou dan gebeuren via een veranderde mechanica waardoor een andere belasting optreedt (vgl. Fig. 1.10).

De veranderingen in de tussenwervelschijf zijn zeer groot vergeleken met veranderingen die in andere bindweefsels optreden tijdens het ouder worden. Het onderscheid tussen normale leeftijd-gerelateerde veranderingen en pathologische veranderingen die pijn kunnen veroorzaken is moeilijk. Dit blijft één van grootste pro-

blemen bij het begrijpen van de rol van de tussenwervelschijf in lage-rugproblematiek (Buckwalter, 1982).

1.5 MODELLEN

1.5.1 Mogelijkheden van modellen

De lage rug kan beschouwd worden als een mechanisch systeem dat (dus) met biomechanische methoden onderzocht kan worden. De rug is een mechanisch zeer complex systeem. Volgens Davis (1980) zijn er in de rug 24 botten, 73 articulaties, een 300-tal ligamenten en een 600-tal spierslippen aanwezig. Een systeem dat zo ingewikkeld is, vraagt om diverse modellen op verschillende niveaus van complexiteit. Ook effecten van degeneratie en (gedeeltelijk) herstel moeten op een of andere manier in modellen geïncorporeerd worden, vooral in modellen op een laag integratieniveau. Problemen met betrekking tot degeneratie en herstel zijn problemen die optreden bij de modellering van alle biologische structuren.

Modellen kunnen zowel gebruikt worden bij fundamenteel als bij toegepast onderzoek op het gebied van rugproblematiek.

- Met fundamenteel onderzoek wordt geprobeerd inzicht in de werking van de menselijke rug te vergroten. Belangrijke vragen zijn: welke structuren in de rug bezwijken bij overbelasting?, wat is de exacte verdeling van kracht, spanning en rek over de onderdelen van de rug tijdens belasting? Bij fundamenteel onderzoek worden vaak modellen ontwikkeld om de werkelijkheid geschematiseerd te beschrijven. Tijdens de ontwikkeling van modellen is een voortdurende toetsing van de modellen met experimentele metingen noodzakelijk. Zo kan nagegaan worden of het model de werkelijkheid nog goed beschrijft. Fundamenteel onderzoek moet altijd zeer kritisch beoordeeld worden. Van elke redenering of aanname moeten de zwakke punten worden gezocht.
- Onder toegepast biomechanisch onderzoek van de rug valt het operationaliseren van biomechanische criteria voor maximale rugbelasting. Een biomechanisch criterium (bv. maximale compressiebelasting op een tussenwervelschijf) kan op simpele wijze richtlijnen opleveren voor b.v. maximaal toelaatbare tilbelasting. De keuze welk criterium voor maximale belasting gekozen wordt (bv. compres-

siebelasting, afschuifbelasting of intra-abdominale druk) moet plaatsvinden op grond van de resultaten van fundamenteel onderzoek. Hetzelfde geldt voor de keuze van de grootte van de maximaal toelaatbare waarde van dit criterium. Ook de modellen die gebruikt worden om de compressiebelasting tijdens een bepaalde fysieke belasting uit te rekenen, zijn meestal ontwikkeld met behulp van fundamenteel onderzoek.

Bij het ontwikkelen van richtlijnen gelden andere criteria dan bij fundamenteel onderzoek. Uit overleg met de klankbordgroep kwam naar voren dat een slecht onderbouwde richtlijn voor rugbelasting te prefereren is boven de afwezigheid van richtlijnen. Hiervoor waren twee redenen: de regelgeving wordt uniform en de aanwezigheid van richtlijnen is een steun voor ergonomen en bedrijfsartsen.

In dit rapport ligt de nadruk in de hoofdstukken 2 en 3 op fundamenteel onderzoek, in hoofdstuk 4 op toegepast onderzoek.

1.5.2 Fundamenteel onderzoek

Fundamenteel biomechanisch onderzoek kan onderverdeeld worden in experimentele studies en modelmatig onderzoek. Beide types vullen elkaar aan. Bij experimenteel werk aan de rug kunnen bv rekken, drukken, krachten of verplaatsingen gemeten worden. Belangrijke onderdelen bij modelmatig onderzoek zijn het ontwikkelen van modellen en het doen van parameterstudies (gevoeligheidsanalyses). Bij een parameterstudie worden in een serie simulaties alle parameters van een model constant gehouden op één na. De variatie in de uitkomsten van deze serie is dus het gevolg van deze ene veranderende parameter. Deze procedure kan herhaald worden door een nieuwe serie met een andere veranderende parameter. Op deze manier kan bepaald worden welke parameters een grote invloed hebben op het berekende resultaat en welke een kleine.

Experimentele studies hebben veel beperkingen. De toepasbaarheid op situaties in vivo van studies die aan kadavermateriaal gedaan zijn, kan altijd betwijfeld worden. Belangrijke problemen bij experimentele studies zijn:

- 1) de actieve contractie van spieren kan in kadavermateriaal niet gerealiseerd worden: spierkrachten worden daarom meestal verwaarloosd in post mortem experimenten;

- 2) eigenschappen van materialen kunnen post mortem veranderen. De visceuse eigenschappen van de nucleus veranderen waarschijnlijk wel vrij snel post mortem (Urban, congres Rome). De eigenschappen van ligamenten en botten veranderen waarschijnlijk veel minder snel.

Studies in vivo kunnen gevaar opleveren voor patiënten of proefpersonen. Experimentele studies vereisen vaak dure apparatuur en een goed getrainde staf. Ze duren vaak lang. De interpretatie van de resultaten wordt vaak bemoeilijkt door niet-gecontroleerde parameters.

Bij mathematisch modelleren zijn de kosten van personeel en apparatuur meestal laag. Studies kunnen relatief snel gedaan worden en de parameters kunnen onafhankelijk van elkaar gecontroleerd worden. Door middel van parametervariatie kan vastgesteld worden welke parameters veel invloed hebben op de overall eigenschappen. Het experimentele en modelmatige vervolgonderzoek kan dan op de belangrijke parameters gericht worden. Er is geen risico voor patiënten.

Er zijn echter ook beperkingen aan modelmatig onderzoek. Vele jaren ervaring hebben werktuigbouwers geleerd welke mate van detaillering nodig is voor een model van technische structuren om het gedrag met voldoende nauwkeurigheid te beschrijven. Zulke ervaring bestaat veel minder bij het modelleren van biologische structuren zoals de menselijke rug. Het is niet goed bekend hoeveel detaillering hier nodig is. Bovendien zijn biologische structuren vaak veel ingewikkelder dan technische structuren: de materialen waaruit biologische structuren opgebouwd zijn, zijn meestal niet homogeen en de samenstelling ervan is niet goed bekend. Ook is de samenstelling niet constant in de tijd (resorptie en depositie van componenten). Daarnaast hebben de structuren vaak een zeer complexe geometrie. Om biomechanische modellen te kunnen gebruiken moeten vele simplificerende aannames gedaan worden. De klinische relevantie van de uitkomsten van een model hangt sterk af van de aannames die gedaan zijn. Als deze aannames niet realistisch zijn, is de relevantie van de uitkomsten gering. Een belangrijk onderdeel van het beschrijven van een model is dan ook om zorgvuldig aan te geven welke aannames gedaan zijn en deze te evalueren. Als in een model niet te achterhalen is welke aannames gedaan zijn, heeft het model zeer weinig waarde.

De uitkomsten van modelstudies moeten altijd experimenteel getoetst worden. Deze experimentele toetsing heet ook wel validatie. Er zijn drie methodes van validatie: post mortem analyse (van dierlijk of menselijk materiaal) en in vivo analyse bij dieren en in vivo analyse bij mensen. In vivo analyse bij mensen is moeilijk zolang er geen goede manieren zijn om interne krachten in weefsels te meten. Ook epidemiologische studies kunnen in principe gebruikt worden om modellen in vivo te valideren. Met behulp van modellen wordt dan voorspeld welke structuren gevaar lopen te bezwijken. Deze voorspellingen kunnen getoetst worden met epidemiologische gegevens. Deze epidemiologische validatie moet echter beschouwd worden als een zeer zwakke methode van validatie. De validatie van modellen met veel parameters is moeilijk (zie Panjabi, 1979). Het valt op dat onderzoekers snel vinden dat de experimenten een model valideren. Een voorbeeld hiervan is gegeven in Fig. 2.6. Ons inziens zijn er drie kenmerken die in beschouwing genomen moeten worden: de overeenkomst in absolute grootte, de nauwkeurigheid van overeenkomst (correlatiecoëfficiënt) en de trend (Fig. 2.5). Als met een model een lineair verband tussen twee variabelen voorspeld wordt, maar de gemeten waarden op een kromme liggen, is dat een sterke aanwijzing dat het model geen goede voorspellingen doet (zie ook par. 2.2.1.5). Het is daarom van essentieel belang dat de exacte meetwaarden en modelvoorspellingen gepubliceerd worden, zodat de mate van validatie door de lezer zelf bepaald kan worden. Dit is onmogelijk als de gemeten waarden niet of alleen in sterk afgeleide vorm gepresenteerd worden.

1.5.3 Soorten modellen

Om orde te scheppen in het grote aantal modellen die van de menselijke rug gemaakt zijn, zijn twee hoofdgroepen van modellen onderscheiden: macromodellen en micromodellen. Het is mogelijk dat voor sommige belastingen, bv. trillingen, aparte categorieën onderscheiden zouden moeten worden.

White et al. (1982) geven een schema voor de relatie tussen mechanica en pijn (Fig. 1.10). Dit schema besteedt aandacht aan zowel de biomechanica als 'biologische reacties' (ontsteking, immunologie).

De plaats van de genoemde biomechanische modellen in de relatie tussen uitwendige belasting en pijn is gegeven in Fig. 1.11:

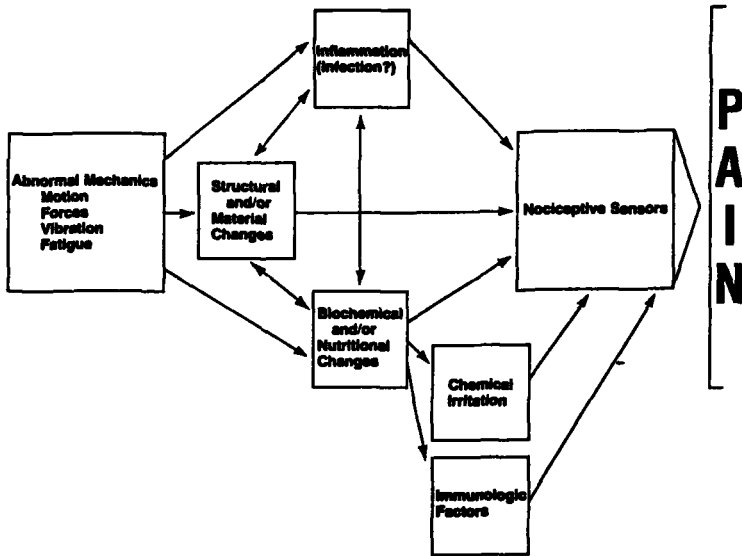


Fig. 1.10 Verband tussen mechanica en pijn (uit White & Gordon, 1982).

uitwendige belasting

macromodel

inwendige belasting op een structuur, bv. bewegingssegment

micromodel

rek en spanningspatroon van een structuur

acute over-
belasting

chronische overbelasting → verandering van materiaaleigen-
schappen (biochemie, botresorptie of groei, breuk)

schade (klinisch morfologische schadebeelden)

pijn (stimulering van de pijnsensoren)

Fig. 1.11 Gedetailleerde relatie tussen uitwendige belasting en pijn.

Als pijn als maat voor schade wordt genomen, is impliciet verondersteld dat pijn en schade een hoge correlatie hebben. Het is zeker niet zo dat pijn op reeds aange-richte schade hoeft te duiden: als bv. een pees of spier sterk gerekt zijn, worden er pijnsignalen afgegeven voordat er schade is ontstaan. Ook kan schade optreden zonder dat er pijn optreedt.

1.5.4 Beschrijving macro- en micromodellen

In een macromodel wordt de hele rug weinig gedetailleerd weergegeven. Er zijn twee typen macromodellen onderscheiden: megamodellen en multibody modellen. Bij megamodellen wordt eerst het 'belastend' moment rond een knooppunt bepaald. Als knooppunt wordt meestal het centrum van een laag-lumbale tussenwervelschijf gekozen. Daarna wordt de bijdrage van de verschillende componenten (spieren, tussenwervelschijf, ligamenten) aan het herstellend ('restorative') moment bepaald.

Multibody modellen beschrijven de rug als een serie wervels. In elk gewricht moet een stijfheidsmatrix bekend zijn.

De invoer van een macromodel bestaat uit een uitwendige belasting: houding en/of krachtoefening; de uitvoer bestaat uit een kracht of moment op een knooppunt. Vaak wordt als knooppunt de tussenwervelschijf L5-S1 of L4-L5 gekozen. Deze niveaus worden gekozen omdat men aanneemt dat hier de meeste klinische problemen optreden. Voor HNP is dat een goed onderbouwde keuze (zie bv. Spangfort, 1972). Bij rugpijn waarvan de mechanische oorzaak niet bekend is, is natuurlijk niet zeker dat dit de juiste keuze is.

De micromodellen bestaan uit een tussenwervelschijf of een bewegingssegment (tussenwervelschijf + twee wervels). De invoerbelasting bestaat uit een kracht of moment op het bewegingssegment, de uitvoer uit een spannings- of rek-distributie van het bewegingssegment. De invoerbelasting die in de micromodellen gebruikt wordt, zou idealiter uit de macromodellen berekend moeten zijn. Het uiteindelijke doel van het gebruik van micromodellen is om te leren begrijpen wat de

oorzaak is van klinische beelden. Voorbeelden hiervan zijn hernia (HNP), nucleus prolaps, 'radial tears', en loslating van de vezellagen van de anulus fibrosus. Ook kan de invloed van de verandering in materiaaleigenschappen gedurende het proces van degeneratie van de tussenwervelschijf op de relatie tussen belasting en spanning en/of rek bepaald worden. De mogelijkheid om meer inzicht te krijgen in klinische verschijnselen is dus zeer belangrijk bij de evaluatie van de modellen. Dit stelt voorwaarden aan de minimaal vereiste complexiteit van de geometrie van de gemodelleerde structuur.

Samenvattend: de cruciale vraag is bij een micromodel: welke mechanische belasting veroorzaakt schade? en bij een macromodel: hoe groot is de belasting, in termen van krachten en momenten op de diverse structuren, die door een bepaalde activiteit veroorzaakt wordt?

1.5.5 Doel van modellen

Modellen kunnen het inzicht vergroten in:

- het mechanisme van krachtdoorleiding door een bewegingssegment;
- de invloed van veroudering en degeneratie op de mechanische eigenschappen van rugstructuren;
- de maximale belastbaarheid van rugstructuren en bezwijkcriteria.

Als een uiteindelijk doel van biomechanisch onderzoek aan de rug zien we het ontwikkelen van één of meerdere modellen waarmee de maximaal toelaatbare belasting bepaald kan worden als functie van persoonlijke parameters (grootte, gewicht, bouw) en arbeidsgebonden parameters (voor tillen bv. omvang en gewicht van de last en de tilfrequentie). Dit moet richtlijnen voor een veilige rugbelasting opleveren.

1.6 KRACHTDOORLEIDING

Als korte inleiding wordt vast aangestipt hoe de krachtdoorleiding door de rug verloopt. Dit wordt veel uitgebreider in de hoofdstukken 2 en 3 behandeld.

Bijna alle (longitudinaal gerichte) compressiekrachten in de romp worden via de wervelkolom doorgeleid naar het bekken; de mogelijke rol van de intra-abdomina-

le druk wordt in een aparte paragraaf (2.2.2.3) besproken. De krachtdoorleiding gaat voornamelijk via de wervellichamen. Bij toenemende extensie worden de gewrichtsvlakken van de facetgewrichten op elkaar gedrukt en neemt hun aandeel bij het weerstaan van compressiebelasting toe (oa. Prasad et al., 1974; Dunlop et al., 1984).

Men neemt aan dat de nucleus en de grondsubstantie van de anulus zich als een niet-samendrukbare vloeistof gedragen. Het watergehalte van de nucleus bedraagt bij de geboorte 90% (zie voor het verloop van het watergehalte bv. Koeller et al., 1986). In een vloeistof is de druk in alle richtingen gelijk (Fig. 1.12). Bij compressie van het bewegingssegment ontstaat een overdruk in de nucleus. Deze overdruk bedraagt onder een belasting van 400 N ongeveer 0.4 MPa (Andersson & Schultz, 1979). De radiale component van de druk wordt alleen weerstaan door een trek

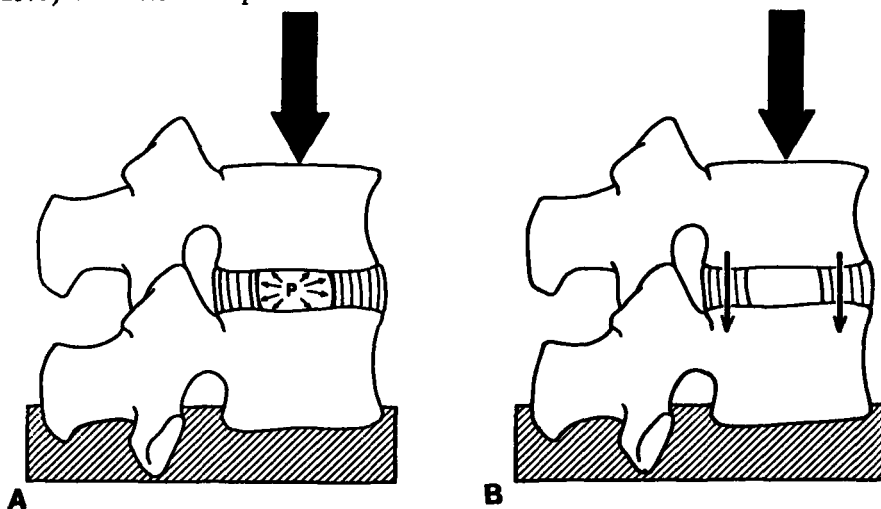


Fig. 1.12 Krachtdoorgeleiding bij compressiebelasting op een bewegingssegment.
A Niet-gedegeneerde nucleus. De druk in de nucleus is hydrostatisch. Het grootste deel van de kracht wordt door de nucleus doorgeleid.
B Wel-gedegeneerde nucleus. De nucleus draagt nauwelijks belasting. De totale belasting wordt door de anulus gedragen.
(Uit: White & Panjabi, 1978)

kracht in de vezels van de annulus. De bijdrage van de grondsubstantie aan de radiale kracht is te verwaarlozen, omdat de elasticiteitsmodulus van de grondsubstantie 200x lager is dan van de vezels (Shirazi-Adl et al., 1986). Deze trekkracht ontstaat door het naar buiten uitbollen van de annulus. Drukkracht op de nucleus leidt dus tot trek in de (vezels van de) annulus.

1.7 EXPERIMENTELE TECHNIKEN

De belasting op de wervelkolom kan in vivo niet op directe wijze gemeten worden. Op een meer indirecte manier kan dit wel gebeuren op een experimentele wijze of met behulp van modellen.

Er worden drie experimentele technieken gebruikt om de belasting op de wervelkolom te schatten: metingen van intradiscale druk, resultaten van myoelectrische activiteit en intra-abdominale druk. Intra-discale druk (druk in de tussenwervelschijf) is een semi-directe maat voor de rugbelasting; metingen van myoelectrische activiteit (EMG) en intra-abdominale druk worden als indirecte indicatoren gebruikt.

Experimenten aan het gedrag van bewegingssegmenten geven meer inzicht op het microniveau.

1.7.1 Intra-discale druk

Intra-discale druk wordt gemeten door een injectienaald met een ingebouwde drukopnemer in de tussenwervelschijf te brengen. Deze methode is ontwikkeld door Nachemson (1960). De druk in de tussenwervelschijf is een vrij directe maat voor belasting van de wervelkolom. Een nadeel van het gebruik van deze druk als maat voor belasting is dat het meten ervan een invasieve procedure is die letsel kan veroorzaken, vooral bij dynamische bewegingen. Metingen kunnen alleen onder stricte laboratoriumomstandigheden gedaan worden. Verder is de druk in de tussenwervelschijf slechts een partiële indicator van de belasting van de wervelkolom: ten eerste wordt de kracht die door de facetgewrichten wordt gedragen verwaarloosd, ten tweede is de druk alleen een maat voor compressiebelasting.

1.7.2 Intra-abdominale druk

Intra-abdominale druk (IAD) is met ingeslikte radiografische drukopnemers relatief eenvoudig te meten (in maag of darmen).

IAD is een indirecte maat voor de belasting van de wervelkolom: er wordt aangenomen dat een deel van de compressiekracht door de buikholte wordt doorgeleid. Er zijn sterk uiteenlopende meningen over het relatieve belang van intra-abdominale druk. Het geschatte belang loopt uiteen van 30%? (Morris et al., 1961) tot te verwaarlozen of zelfs extra belastend (o.a. McGill & Norman, 1985). De algemene indruk die in het boek van White & Gordon (1982) gewekt wordt is dat de IAD een belangrijke parameter zou kunnen zijn. Een uitgebreider discussie wordt gegeven in par. 2.2.2.3.

1.7.3 Electromyografie (EMG)

Met EMG wordt de elektrische activiteit van de spieren gemeten. Over het verband tussen elektrische activiteit en krachtsleverantie van spieren bestaat in de literatuur enige controverse. Volgens Hof & van den Berg (1981) is dit verband bij statische contracties lineair. De verhoudingsfactor tussen elektrische en mechanische activiteit (Newton per Volt) varieerde per spier en per electrodepositie. Anderen veronderstellen wel een monotoon stijgend, maar geen lineair verband. Bij dynamische contracties leek het ook mogelijk een betrouwbare EMG-kracht relatie op te stellen (Hof et al., 1987). De dynamische EMG-kracht relatie is nog minder goed onderbouwd dan de statische.

De elektrische activiteit wordt gemeten met oppervlakte elektroden of met draad-elektroden. Oppervlakte elektroden worden op de huid aangebracht en zijn gemakkelijk te gebruiken; ze zijn niet invasief en veroorzaken geen pijn. Ze hebben echter twee grote nadelen: ten eerste hebben ze tijdens een beweging geen vaste positie tov een spier omdat de huid en de eronderliggende spier niet op dezelfde manier bewegen. Ten tweede zijn ze niet spierspecifiek. Ze meten de som van alle elektrische activiteit onder de electrodeschijf. Deze activiteit kan van meerdere spieren afkomstig zijn. Het EMG van een spier bevat in meerdere of mindere ma-

te ook signalen afkomstig van andere spieren. Dit verschijnsel heet overspraak. Draadelectroden die in een spier zijn aangebracht, meten zeer specifiek de activiteit van een klein stukje spier. Dit hoeft echter geen representatief beeld te geven van de totale spier.

Electrische activiteit van spieren kan niet direct vertaald worden in mechanische belasting van de wervelkolom.

1.7.4 Experimentele bepaling van bewegingssegmentgedrag

De belasting die aan een bewegingssegment wordt opgelegd, kan beschouwd worden als een vector met zes componenten: drie krachten langs en drie momenten om de assen (zie Fig. 1.13). De complete beschrijving wordt verkregen door een voor een alle belastingen toe te dienen en alle bewegingen te meten. De hoofdbeweging is de beweging in de richting van de toegediende belasting, de gekoppelde bewegingen zijn de bewegingen in de andere vijf richtingen. De verplaatsingen van een bewegingssegment moeten op een goed gedefinieerde plaats gemeten worden, bv. de plaats waar de belasting toegediend wordt. Alleen bij post mortem experimenten is het mogelijk de invoerbelasting te definiëren.

Bij de interpretatie van gegevens van bewegingssegmentgedrag onder belasting bestaan enkele problemen. De experimentele opzet, belastings- en meetpunten variëren per onderzoeker (deze parameters zouden gestandaardiseerd moeten worden). Ook de gekoppelde bewegingen moeten gemeten worden. Het post mortem gedrag kan realistischer gemaakt worden door axiale voorbelasting te introduceren. De mate van overeenkomst tussen gemeten en met het model berekende waarden blijkt sterk subjectief te zijn. Duidelijker gezegd: onderzoekers vinden verbluffend snel dat gemeten en berekende waarden op elkaar lijken.

De uitgebreide literatuur over de beweging van bewegingssegmenten onder verschillende belastingen wordt hier alleen besproken voor zover gebruikt ter validatie van modellen. Een overzicht wordt gegeven in Panjabi (1977). De kinematica van het intervertebrale foramen wordt gegeven in Panjabi et al. (1983). De druk in de nucleus en soms de anulus is bepaald door: Nachemson (1960), Nachemson & Elfström (1970), Ranu et al. (1979), Ranu (1985), Sonnerup

(1972). Rek van anulusvezels is bepaald door Stokes & Greenapple (1985), rek van wervels door Shah et al.(1978). De uitbolling van de anulus door Reuber et al. (1982).

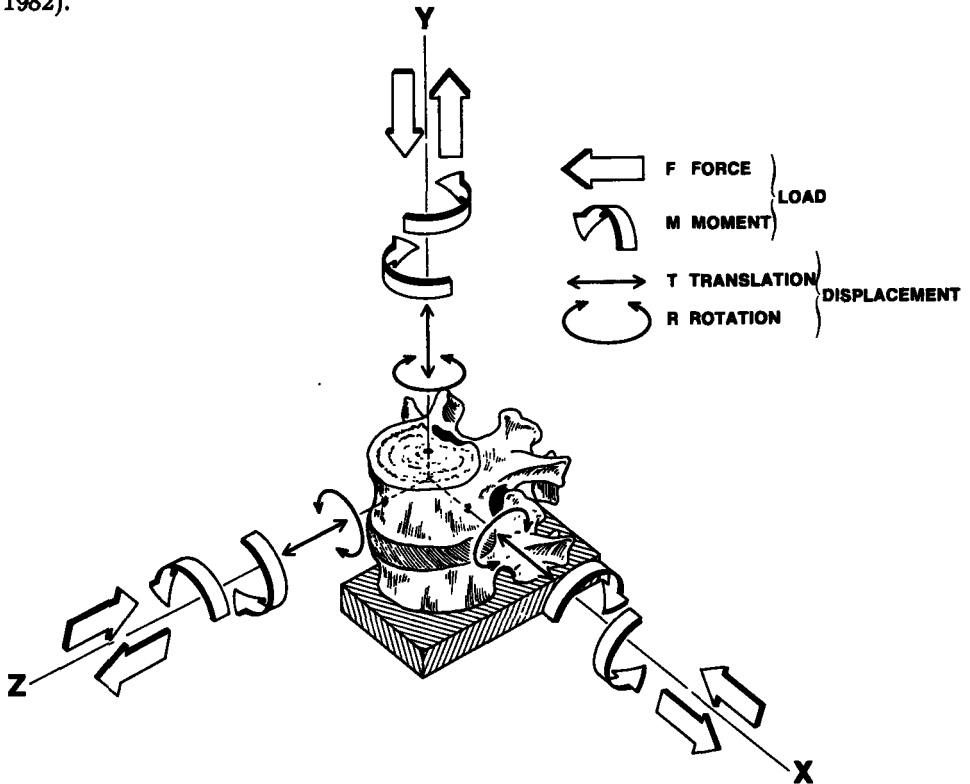


Fig. 1.13 Een drie-dimensionaal coördinatensysteem in het centrum van een wervellichaam. Krachten die op de wervel uitgeoefend worden, kunnen ontbonden worden in krachten langs de assen. Krachten langs de x-as leiden tot laterale afschuiving, langs de y-as tot tensie of compressie, en langs de z-as tot voor-achterwaartse afschuiving. Momenten om de x-as leiden tot flexie of extensie, momenten om de y-as tot axiale rotatie en momenten rond de z-as tot lateroflexie. (Uit: White & Panjabi, 1978)

In het ideale geval moeten voor de validatie van modellen zeer veel verschillende typen metingen gedaan moeten worden: verplaatsing, druk, rek, uitbolling. Deze

moeten dan alle met één set materiaalparameters gesimuleerd worden. In de literatuur worden vaak veel wervels gemeten, maar worden aan elke wervel slechts enkele metingen gedaan.

2. MACROMODELLEN

Met macromodellen kan de niet-gedetailleerde belasting op (een deel van) de rug uitgerekend worden. De gedetailleerde belasting op een klein deel van de rug kan met micromodellen uitgerekend worden (hoofdstuk 3).

In dit hoofdstuk worden de fundamenteel wetenschappelijke aspecten van macromodellen van de rug besproken. Omdat deze studie gericht is op de vergelijking en evaluatie van de diverse modellen, wordt de nadruk hierbij gelegd op de zwakke punten van de modellen. Toepassing van macromodellen in regelgeving wordt behandeld in hoofdstuk 4.

Eerst wordt een korte inleiding gegeven (par. 2.1). De aan modellen van de rug gestelde eisen worden besproken in par. 2.2. Vervolgens worden de twee categorieën van macromodellen besproken: megamodelen (par. 2.3) en multi-bodymodellen (par. 2.4). De conclusies volgen in par. 2.5.

2.1 INLEIDING

Om de bespreking van de modellen te vergemakkelijken worden enkele termen gedefinieerd (zie appendix 1 voor 'standaard termen'):

belastend moment: moment ten gevolge van het lichaamsgewicht en de krachtoefening (bv. tillast). In het algemeen wordt dit uitgerekend ten opzichte van de tussenwervelschijf L5-S1.

herstellend moment: moment ten gevolge van krachten in spieren en ligamenten die door het transversale vlak door L5-S1 lopen. In statische situaties is het belastend moment even groot als, maar tegengesteld gericht aan het herstellend moment.

Het doel van de modellen is om inzicht te krijgen in de werking van de menselijke rug. Met dit inzicht wordt het mogelijk om de maximaal toelaatbare uitwendige belasting vast te stellen in arbeidssituaties ten behoeve van preventie van lage-rug klachten. Daarom moet de analyse van de belasting gebeuren op die anatomische positie waar de kans op schade het grootst is: L4-L5 en L5-S1 (zie par.

1.2.1).

De macromodellen zijn in twee groepen ingedeeld: megamodellen en multibody-modellen.

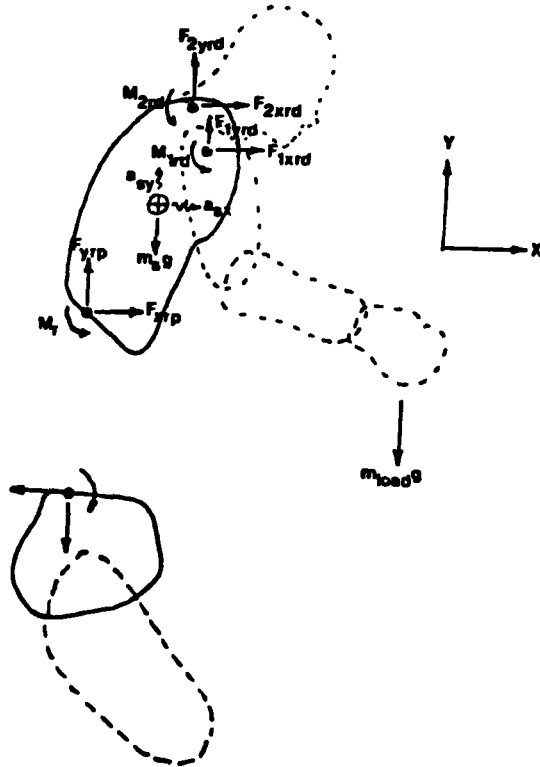


Fig. 2.1 Free body diagram van het menselijk lichaam om de krachten (F_{xrp} en F_{ytp}) en het moment (M_r) rond de tussenwervelschijf L4-L5 te bepalen tijdens tillen in het sagittale vlak. De krachten en momenten die door het hoofd en door de armen op de romp worden uitgeoefend zijn aangegeven met index 1 resp. 2 rond de respectievelijke aangrijpingspunten (o). De zwaartekracht ($m_s \cdot g$) en de versnellingskrachten (a_{sx} en a_{sy}) op de romp grijpen aan op het zwaartepunt van de romp (⊗). (Uit: McGill & Norman, 1985)

Megamodellen- Een megamodel bestaat uit twee deelmodellen: een free body diagram en een distributiemodel.

Free body diagram: Het belastend moment rond de tussenwervelschijf L5-S1 wordt uitgerekend met een free body diagram van het lichaam boven het transversale vlak door L5-S1 (Fig. 2.1). Het lichaamsgewicht van proefpersonen en de uitwendige krachtoefening (bv. de tillast) worden gemeten. Voor het relatieve gewicht van het rompdeel boven L5-S1, armen en hoofd worden literatuurwaarden gebruikt. De posities van de zwaartepunten van de segmenten tijdens fysieke belasting worden bepaald met behulp van een foto of film. Deze beschrijving geldt alleen voor modellen waar slechts één knooppunt wordt beschouwd. Er zijn echter ook modellen, z.g. linked segment modellen, waarbij het lichaam als een aantal starre lichamen wordt gemodelleerd (onderarm, bovenarm, bovenste deel van de romp, onderste deel van de romp, bovenbeen en onderbeen). Daar wordt in feite het belastend moment rond elk knooppunt met een eigen free body diagram uitgerekend.

Distributiemodel: Met een distributiemodel wordt de bijdrage van de afzonderlijke spieren en ligamenten aan het herstellend moment uitgerekend. Als het belastend moment uitgerekend is met een linked segment model, kunnen verscheidene distributiemodellen opgesteld worden, voor elk knooppunt één. In een distributiemodel zijn maximaal zes evenwichtsvergelijkingen aanwezig: drie krachteenwichten en drie momentenevenwichten (vgl. Fig. 1.1). Met behulp van deze vergelijkingen worden de krachten in spieren en ligamenten berekend. De grootste problemen van macromodellen treden op in het distributiemodel. Een aantal problemen wordt besproken in par. 2.2.1 en par. 2.2.2.

De belangrijkste megamodellen zijn ontwikkeld door Schultz c.s. (1); Chaffin c.s.; McGill en Norman; en Gracovetsky en Farfan. Deze worden afzonderlijk besproken in par. 2.3.

Multi-body modellen- In een multi-body model wordt elke wervel afzonderlijk gemodelleerd. Dit kan op twee verschillende manieren plaatsvinden.

- 1 De gehele wervelkolom wordt met behulp van de eindige elementenmethode (EEM) gerepresenteerd. Op dit moment bestaat er nog geen uitgewerkt voorbeeld van zo'n model. Wel is Shirazi-Adl bezig om zijn EEM model voor één bewegingssegment (zie par. 3.1.2) uit te breiden tot een model van de vijf lumbale wervels (pers. med.). Het grootste probleem voor zo'n EEM model van een groter deel van de wervelkolom is dat er erg veel parameters nodig zijn voor een nauwkeurige modellering. De uitkomsten van modellen met zeer veel parameters zijn vaak moeilijk te interpreteren. De modellen leveren dan weinig nieuw inzicht. Deze categorie is hier voor de volledigheid genoemd en zal in dit rapport niet verder besproken worden.
- 2 Elke wervel wordt als een rigid body beschouwd. De gewrichten tussen de wervels, zowel de disci als de facetgewrichten, worden gekarakteriseerd door een stijfheidsmatrix. De belangrijkste modellen in deze categorie zijn afkomstig van Yettram en Jackman; Schultz c.s. (II); en Patwardhan. Deze worden afzonderlijk besproken in par. 2.4.

In de wat oudere literatuur wordt nog een derde type modellen besproken: de continuüm modellen. Deze beschrijven de wervelkolom als een homogene staaf. Het grootste voordeel van deze modellen was hun eenvoud, waardoor er berekeningen mee gedaan konden worden toen de computers nog eenvoudig waren. De meer realistische en complexe modellen die tegenwoordig gemodelleerd kunnen worden leveren veel meer inzicht.

2.2 EISEN AAN MACROMODELLEN

In deze paragraaf wordt besproken aan welke eisen modellen moeten voldoen. Eisen waaraan een deel van de modellen voldoet worden besproken in par. 2.2.1. De mate waarin de verschillende modellen aan deze differentiërende eisen voldoen wordt gegeven in par. 2.3. Een overzicht wordt gegeven in tabel 2.4. Eisen waaraan geen van de huidige modellen voldoet, worden besproken in par. 2.2.2. Deze gemeenschappelijke zwakheden geven geen mogelijkheden voor de vergelijking van modellen.

2.2.1 Differentiërende zwakheden

Differentiërende zwakheden zijn die eisen waaraan sommige modellen beter voldoen dan andere modellen. De kwaliteit van de diverse modellen kan dus beoordeeld worden aan de hand van deze differentiërende zwakheden.

2.2.1.1 Spieren

De macromodellen worden gebruikt om inzicht te krijgen in het functioneren van de rug en aan te geven welke uitwendige belastingen schade aan de rug veroorzaken. Daarom wordt als een essentiële eis aan een macromodel gesteld, dat het overeenkomst vertoont met de mens. Dit houdt in dat de belangrijke spieren expliciet gemodelleerd moeten zijn. Ook de andere belangrijkste structuren (botten, ligamenten en hun onderlinge relaties) moeten aanwezig zijn in het model.

Modelonderzoek maakt waarschijnlijk dat de spieren een groot deel van het herstellende moment leveren (McGill & Norman, 1986, zie echter de beperkingen van dit model in par. 2.3.4). Omdat de spieren een zo groot deel van moment en kracht leveren, heeft de wijze waarop de spieren gemodelleerd worden een zeer grote invloed op de uiteindelijke betrouwbaarheid van het macromodel. Bij de wijze van modelleren speelt zowel de geometrie een rol: welke spieren en met welke werklijnen, als de fysiologische eigenschappen van de spier. Macromodellen zonder spieren kunnen dus alleen voor goed gedefinieerde deelproblemen nut hebben. Bij sterk gebogen houding kunnen krachten in passieve structuren belangrijker zijn dan actieve spierkrachten (zie ook par. 2.2.1.2). Het 'relatieve belang' van de verschillende spieren hangt sterk af van het type belasting van de lage rug (zie bv. tabel 2.1). Vergroting van het aantal spieren in een model hoeft geen verbetering in te houden (zie par. 2.2.1.3).

De momentane maximale actieve kracht van een spier is afhankelijk van de fysiologische dwarsdoorsnede, de maximaal haalbare isometrische spierspanning, de rek en de reksnelheid van de spier. Het globale verband tussen rek en maximale kracht die een spier actief kan leveren is parabolisch (Fig. 2.2A). Spieren kunnen bij uitrekking boven de rustlengte ook passief kracht leveren: het passieve lengte—kracht diagram. Passieve krachtleverantie is nul bij een lengte kleiner dan de

Tabel 2.1 Belang van de diverse spieren in diverse bewegingen. Deel van het moment geleverd door de betreffende spier. Dit is een voorbeeld om te laten zien dat het relatieve belang van spieren afhangt van het type belasting. De getallen mogen ten hoogste kwalitatief geïnterpreteerd worden. (Uit: Pope et al., 1986)

	ESL	ESR	RAL	RAR	OIL	OIR	OEL	OER
laterale afschuiving naar rechts	-	12	-	8	20	-	-	60
laterale afschuiving naar links	15	-	9	-	-	21	55	-
afschuiving naar achter	13	10	13	13	26	26	-	-
afschuiving naar voren	-	-	-	-	-	-	47	53
axiale compressie	27	21	13	13	4	4	8	10
buigen naar links	26	-	16	-	16	-	42	-
buigen naar rechts	-	21	-	15	-	16	-	48
buigen naar voren	55	45	-	-	-	-	-	-
extensie	-	-	32	32	4	5	14	15
axiale rotatie naar links	7	-	14	-	59	-	-	20
axiale rotatie naar rechts	-	6	-	14	-	61	18	-

ESL, ESR: Erector spinae links en rechts; RAL, RAR: rectus abdominis links en rechts; OIL, OIR: obliquus internus abdominis links en rechts; OEL, OER: obliquus externus abdominis links en rechts.

rustlengte en neemt exponentieel toe bij toenemende lengte. Het verband tussen reksnelheid en maximale kracht is gegeven in Fig. 2.2B. De maximale kracht kan isometrisch geleverd worden. Het is duidelijk dat rek en reksnelheid een grote invloed kunnen hebben op de maximale kracht.

In een simulatie hebben actuele rek en reksnelheid alleen invloed op de maximaal haalbare spierspanning tijdens de beweging, tenzij de spierkrachten in het model voorgeschreven worden door een gemeten EMG signaal. Dan hebben ze ook invloed op de verhoudingsfactor tussen elektrische activiteit en mechanische activiteit.

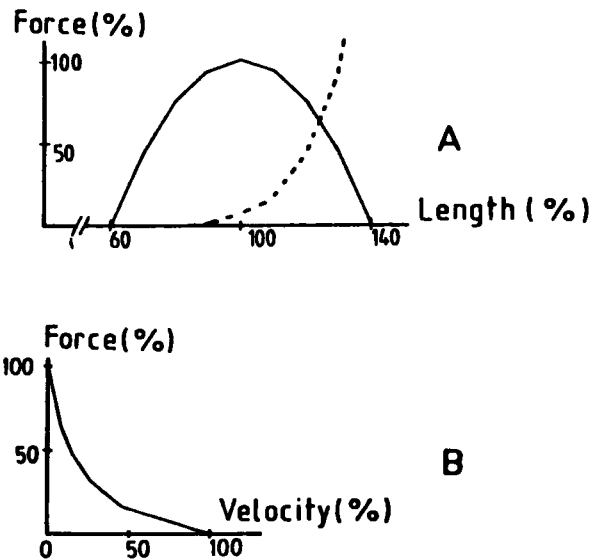


Fig. 2.2 (Uit Woittiez et al., 1984)

- a Genormaliseerd lengte—kracht diagram van spiervezels. Het lengte—kracht diagram is gelijk aan het spannings—rek diagram als met genormaliseerde waarden (op 100%) wordt gewerkt. Getrokken lijn: actieve spannings—rek relatie. De lijn geeft de maximale waarden van de kracht die bij een gegeven lengte geleverd kan worden. De rustlengte is per definitie de lengte waarbij de maximale actieve kracht geleverd kan worden. Onderbroken lijn: de passieve spannings—rek relatie.
- b Genormaliseerd verband tussen kracht en reksnelheid voor spiervezels. Reksnelheid in percentage van de maximale verkortingssnelheid, kracht in percentage van de maximale kracht.

2.2.1.2 Ligamenten en overige passieve zachte structuren

In deze paragraaf wordt de bijdrage van alle passieve zachte structuren behandeld: ligamenten, fascies, tussenwervelschijven en het bindweefsel van de spieren dat verantwoordelijk is voor de passieve krachtleverantie door spieren (Fig. 2.2A). De passieve krachtleverantie neemt ongeveer exponentieel toe met rek.

Een geschematiseerd lengte-kracht diagram voor ligamenten wordt gegeven in Fig. 2.3. Volgens Dumas et al. (1987) bedraagt de verlenging van het interspinale ligament bij maximale kromming van de wervelkolom een factor 1.2 tot 1.5 maal de verlenging bij het lineariteitspunt. Uit Fig. 2.3 is te bepalen dat de kracht bij een kromming die de helft van de maximale is, ongeveer een factor 15 afneemt.

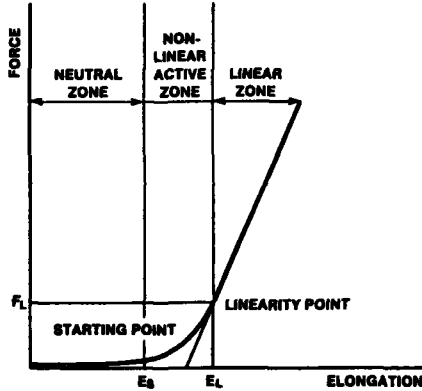


Fig. 2.3 Verband tussen kracht en rek bij een ligament; E_s is de verlenging waarbij de kracht meetbaar wordt, E_L is de verlenging waarboven de kracht vs verlenging relatie lineair wordt. (Uit: Dumas et al., 1987)

Volgens Floyd & Silver (1955) verdwijnt het EMG van de rugspieren bij ver vooroverbuigen (spanningsrelaxatie). Het totale herstellende moment moet dan geleverd worden door passieve structuren. Het EMG signaal verdween bij een flexie van de wervelkolom van 50° (90% van maximale flexie, Kippers & Parker, 1984). Bij het optillen van 10 kg verdween het EMG signaal pas bij 52° . Dit is een extra aanwijzing dat de spieren inactief worden omdat het totale herstellend moment al passief geleverd wordt. Volgens Adams et al. (1980) kan een bewegingssegment (discus plus ligamenten) bij volledige flexie een moment van ongeveer 50 Nm weerstaan. Het overige deel van het moment moet dan geleverd worden door de thoracolumbale fascia en passieve krachtleverantie door de rugspieren.

Samenvattend: Het relatieve belang van spieren en passieve structuren is weergegeven in Fig. 2.4. Bij sterk gebogen rug leveren passieve structuren een groot deel van de krachten en moeten dus gemodelleerd worden. Bij rechte rug is het aannemelijk dat hun bijdrage verwaarloosd kan worden.

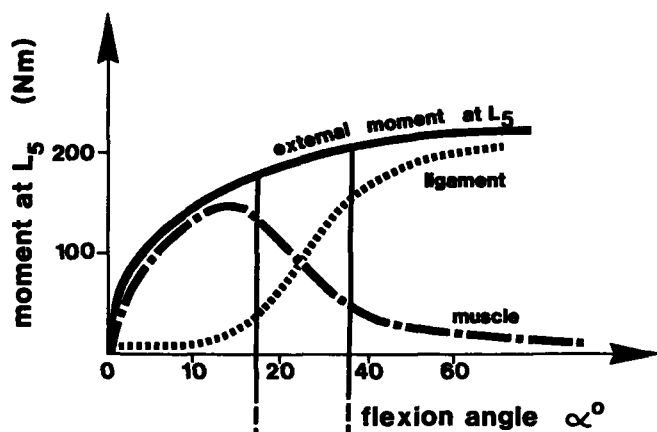


Fig. 2.4 Het moment geleverd door actieve structuren (spieren) en passieve structuren (ligamenten) als functie van de flexiehoek van de rug. (Uit: Gracovetsky, 1988).

2.2.1.3 Complexiteit

Een belangrijke vraag is, wat het optimale complexiteitsniveau voor een macro-model is. Bij een laag complexiteitsniveau treedt in het model een sterke abstractie van de werkelijkheid op. Het is bij zo'n model niet mogelijk om de geometrie nauwkeurig te modelleren. De vereiste invoergegevens kunnen wel nauwkeurig bepaald worden. Een voorbeeld van zo'n geometrisch probleem is de exacte modellering van de werklijnen van spieren en spierslippen. Een werklijn geeft de richting van de spierkracht. Eén spier kan met één of meerdere werklijnen aangegeven worden. Deze werklijnen worden bepaald door de aanhechtingsplaatsen van de spier op de botten. Het is duidelijk dat de keuze van werklijnen in een model invloed heeft op de uitkomsten. Over details van de anatomie van de rugspieren is nog steeds enige discussie. De beschrijving van de morfologie van de rugspieren is recent nog enigszins gewijzigd (Bogduk, 1980; Etedami, 1974; Langenberg, 1970).

Een hoog complexiteitsniveau geeft de mogelijkheid om ook de subtiele effecten te modelleren. Het is dan echter erg moeilijk om alle vereiste invoergegevens te bepalen. Het is zeker niet zo dat een complex model altijd numeriek betere resultaten geeft dan een minder complex model. Bij complexe modellen is het vaak zeer

moelijk om alle vergelijkingen op een modeltechnisch correcte manier op te lossen. Een voorbeeld van de grote modeltechnische problemen bij een complex model wordt gegeven in par. 2.3.4.3.

2.2.1.4 Modeltechniek

De manier waarop de vergelijkingen van het model worden opgelost, zal meestal grote invloed hebben op de uiteindelijke waarde van het model. De gevonden modeltechnische zwakheden worden bij elk model afzonderlijk besproken (par. 2.3).

2.2.1.5 Validatie

Validatie is het toetsen van modelvoorspellingen met experimenteel bepaalde waarden. Validatie is zeer belangrijk voor de evaluatie van modellen. Een mathematisch model bestaat eigenlijk alleen uit een aantal formules. De verbinding tussen model en werkelijkheid wordt gelegd door fysische parameters (bijvoorbeeld stijfheden) van het systeem dat het moet simuleren. Het succes van de simulatie moet nog bewezen worden door validatie.

Bij validatie kunnen enkele problemen optreden.

- 1 Het grootste probleem is dat krachten van spieren en ligamenten in vivo niet gemeten kunnen worden. De vergelijking van berekende spierkrachten kan dus niet plaatsvinden met gemeten spierkrachten, maar moet gebeuren met een meer afgeleide maat zoals EMG. De berekende krachten moeten vergeleken worden met één meting en niet met een gemiddelde van een aantal metingen. De vergelijking moet op zoveel mogelijk spieren plaatsvinden en onder meerdere typen belasting. EMG is alleen een maat voor actieve spierkrachten, voor het meten van passieve spierkrachten en ligamentkrachten bestaat geen enkele methode.
- 2 Validatie vindt alleen plaats in enkele, bekende situaties. Het model wordt echter ook gebruikt om voorspellingen te doen in situaties waar geen metingen zijn gedaan. Perfecte validatie is dus niet mogelijk (Panjabi, 1979).
- 3 Bij de vergelijking van gemeten en berekende waarden kan een aantal beoordelingscriteria onderscheiden worden: de correlatiecoëfficiënt, de richtingscoëfficiënt en de trend. De correlatiecoëfficiënt en de richtingscoëfficiënt moeten significant van nul afwijken en dicht bij één liggen. In het algemeen zal het moge-

lijk zijn om via parametermanipulatie de richtingscoëfficiënt in de buurt van één te krijgen. De trend is moeilijker te toetsen. Met enig gezond verstand is er vaak wel een goede indruk van te krijgen. Als de modelvoorspellingen duidelijk hogere orde termen vertonen (Fig. 2.5) is dat een aanwijzing dat het model nog verbeterd moet worden.

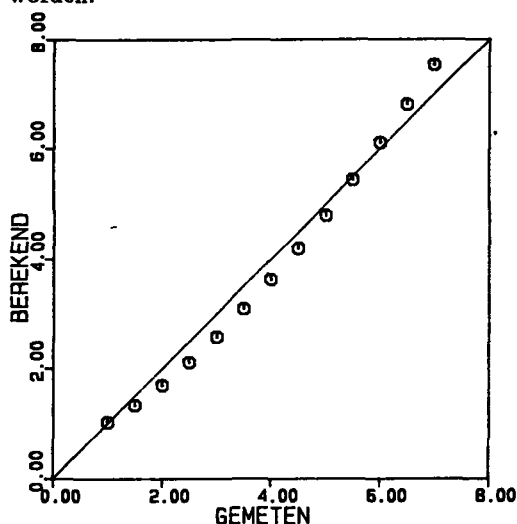


Fig. 2.5 Het verband tussen gemeten en berekende waarden. De rondjes zijn de meetpunten, de getrokken lijn is de regressielijn door deze meetpunten. Gemeten en berekende waarden hebben een hoge correlatie ($r \approx 0.99$), ook de richtingscoëfficiënt is ongeveer 1. De trend wijkt echter duidelijk af van een rechte lijn. Het is een meer kwadratisch verband.

4 In sommige artikelen spreekt men van validatie als klinisch optredende schadebeelden door het model voorspeld worden. Hierbij is o.i. geen sprake van echte validatie, omdat deze schadebeelden slechts als zeer kwalitatieve voorspellingen te beschouwen zijn. De schadebeelden kunnen waarschijnlijk vele, onderling sterk verschillende modellen valideren.

Conclusie: Het is moeilijk om modellen goed te valideren. Voor een distributiemodel vormt EMG de beste validatie, voor een free body diagram is validatie zeer moeilijk. In het algemeen geldt o.i. hoe fenomenologischer een model, hoe belangrijker de validatie is.

2.2.1.6 Overige kenmerken

Statische modellen zijn eenvoudiger dan dynamische. Ze leveren daardoor eerder inzicht. In arbeidssituaties zijn de belastingen vaak dynamisch en kan dus niet volstaan worden met een statisch model. In statische modellen worden de effecten van versnellingen verwaarloosd. Dit veroorzaakt een onderschatting van de werkelijk optredende belasting. De grootte van de onderschatting is afhankelijk van de optredende versnellingen en wordt geschat op: in de orde van 25% (McGill & Norman, 1985), in de orde van 50% (Leskinen et al., 1983a, b) of een factor twee (Hall, 1985). De extra belasting die optreedt door het versnellen van de last, kan ook in een statisch model in rekening gebracht worden. Het gewicht van de last moet in de berekening dan vermeerderd worden met de traagheidskracht (gewicht maal versnelling). Volgens McGill & Norman (1985) werd in zo'n quasi-dynamisch model de belasting met 25% overschat ten opzichte van een dynamisch model en met een statisch model 20% onderschat. Spieren kunnen minder kracht leveren als ze snel gerekt worden (Fig. 2.2B). Dit wordt verwaarloosd in een statisch model. Spiermodellering in engere zin is daarom niet nodig in een statisch model.

Bij langdurig volgehouden werkhoudingen kunnen visco-elastische effecten (kruip) optreden. Deze effecten zijn in geen van de huidige modellen geïncorporeerd. In principe zouden ze relatief eenvoudig ingebouwd kunnen worden in modellen die de passieve structuren expliciet gemodelleerd hebben.

2.2.2 Gemeenschappelijke zwakheden

2.2.2.1 Houding

Krachten in ligamenten worden alleen bepaald door de geometrie: de kracht van een ligament is eenduidig bepaald door zijn rek (via het lengte-kracht diagram). Dit is een duidelijk verschil met spieren, waar de kracht voornamelijk bepaald wordt door de wijze van aansturen (via zenuwen). Omdat de ligamenten aanhechten op wervels en ribben, moet in een simulatie de relatieve positie van de wervels bekend zijn om de lengte van ligamenten te kunnen bepalen. Met één woord kan deze relatieve positie 'houding' genoemd worden. Ook als de lengte van een liga-

ment nauwkeurig bekend is, blijft het moeilijk om de kracht vast te stellen. Dit wordt veroorzaakt door problemen met 1) het definiëren van de ongespannen lengte en 2) het bepalen van het lengte-kracht diagram in de experimentele situatie.

In de meeste modellen wordt de houding niet aan de hand van nauwkeurige metingen of houdingsmodellen ingevoerd, maar wordt een houding gebruikt die niet op nauwkeurige metingen berust. Dit geldt ook voor de goede modellen. Houding is wel een belangrijke factor bij de berekening van een belasting. Hielhoogte (hoogte van de hakken) en lumbo-sacraalhoek (Fig. 2.6) leken belangrijke factoren te zijn die de grootte van het buigend moment op de lumbale wervelkolom beïnvloedden (Tichauer, 1971). Ook was het EMG signaal van de m. sacrospinalis sterk afhankelijk van hielhoogte en lumbo-sacraalhoek.

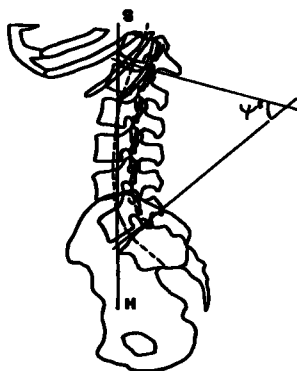


Fig. 2.6 De lumbosacraalhoek (Ψ) is de hoek tussen de transversale vlakken door L5-S1 en T12-L1. (Uit: Gracovetsky, 1988)

2.2.2.2 Spiersturing

De in vivo geleverde kracht van spieren wordt bepaald door de wijze van aansturing: door de activiteit van zenuwen wordt bepaald welk percentage van de op dat moment maximaal leverbare kracht van elke spier ook inderdaad geleverd wordt. Die momentane maximale kracht is afhankelijk van o.a. rek en reksnelheid. In modellen zijn de spierkrachten dus niet bij voorbaat bekend.

In de meeste modellen is het aantal spieren groter dan het aantal bewegingsvergelijkingen. Het momenten evenwicht levert maximaal drie vergelijkingen, het

krachten evenwicht levert ook drie vergelijkingen. De verticale compressiekracht en de beide afschuifkrachten worden door de wervels weerstaan. In de modellen wordt aangenomen dat een bewegingssegment geen momenten weerstaat. Dit is een dubieuze aanname: in rotatie kan een bewegingssegment in de fysiologische range 15–25 Nm weerstaan (maximaal 88 Nm) (Farfan et al., 1970); in flexie-extensie waarschijnlijk minstens 15 Nm (Panjabi et al., 1982). Het maximale aantal deterministisch uit te rekenen spierkrachten is dus drie (3+3-3). In een realistische simulatie moeten meer spieren gemodelleerd worden. Het systeem is dan niet gedetermineerd. Om de kracht van de spieren toch te voorspellen moet dan een aanname over de verdeling van de belasting over de verschillende spieren gedaan worden. Deze aannames moeten zo gedaan worden dat de verdeling van de krachten over de spieren in het model zo veel mogelijk overeenkomt met de verdeling in vivo. Er bestaan enkele types van aannames:

- 1 De spieren worden in functionele eenheden gegroepeerd. Op deze manier wordt het aantal onbekenden verminderd. Dit kan plaatsvinden totdat het systeem gedetermineerd is. Dit is in feite identiek aan minder spieren modelleren. Hiermee kan de complexiteit van de rug niet beschreven worden.
- 2 De spieren kunnen aangestuurd worden met een gemeten EMG signaal. Ook op deze manier wordt het probleem gedetermineerd gemaakt. Dit is in principe een zeer goede methode omdat de aansturing op biologische criteria geschiedt. Praktisch gezien kleven er echter zeer grote problemen aan deze methode. Op dit moment is er nog geen goede manier om uit het gemeten EMG signaal van spieren direct de kracht die de spier levert af te leiden. Het is niet waarschijnlijk dat dit in de afzienbare toekomst wel mogelijk zal worden. Bij gebruik van EMG als aansturing van spieractiviteit in een model moet daarom nog wel een optimalisatieproces (zie onder punt 3) plaatsvinden. De problemen die hierbij kunnen optreden worden behandeld in par. 2.3. Een bijkomend nadeel van het gebruik van EMG als sturingscriterium is dat voor elke fysieke belastingssituatie het EMG signaal gemeten moet worden.
- 3 De oplossing kan bepaald worden met behulp van een optimalisatietechniek. Op deze manier kan een niet-gedetermineerd systeem opgelost worden. Vaak wordt hiervoor de techniek van lineair programmeren gebruikt.

Bij lineair programmeren wordt een grootheid geminimaliseerd (of gemaximaliseerd), onder een aantal beperkende voorwaarden. De beperkende factoren bij modellen van de lage rug zijn de maximale actieve spanningen die spieren kunnen leveren. De schattingen hiervoor in de literatuur lopen uiteen van 30 N/cm² (Weis-Fogh & Alexander, 1977) tot 63 N/cm² (Ikai & Fukunaga, 1968).

De functie die geminimaliseerd wordt heet de doelfunctie. In het ideale geval is de doelfunctie die in een model gebruikt wordt gelijk aan de functie die in vivo optreedt. Het is echter nog niet bekend welke in vivo optreedt. Doelfuncties moeten gevalideerd worden met gemeten EMG. Enkele veel gebruikte typen van doelfuncties in modellen van de lage rug zijn:

- 1) minimale som van de krachten van de spieren in de romp,
- 2) minimale compressie- of afschuifkracht op een tussenwervelschijf of wervel,
- 3) maximale duur dat een fysieke belasting volgehouden kan worden.

Het is ook mogelijk om door zogenaamd dubbel lineair programmeren twee doelfuncties tegelijkertijd te gebruiken (Bean et al., 1988).

De grootte van de uitgerekende spierkrachten in een model hangt af van de gebruikte doelfunctie. Het is echter niet duidelijk wat de beste doelfunctie is. Met de 'beste' doelfunctie wordt die doelfunctie bedoeld die de verdeling van de krachten over de spieren voorspelt die ook in werkelijkheid optreedt. Er is weinig vergelijkend onderzoek gedaan naar het effect van het gebruik van de verschillende doelfuncties op de berekende kracht op de tussenwervelschijf. Schultz et al. (1982a) hebben twee doelfuncties vergeleken: minimale compressiekracht op de wervelkolom en minimale spanning in de spieren. De berekende krachten in de meeste spieren waren ongeveer 10% hoger bij 'minimale spanning in elke spier'. Schultz et al. (1983) hebben vier doelfuncties vergeleken: 1-minimale vereiste spierspanning, 2-minimale compressiekracht op de tussenwervelschijf, 3- minimale kwadraten-sommen van de vereiste spierspanningen, 4-idem kubische sommen. Het eerste schema gaf de beste correlatie tussen de waarden van gemeten EMG en berekende kracht (er werden overigens geen waarden weergegeven). Aan deze vergelijkingen van het effect van doelfuncties kleven problemen, want de voorspellingen van de verschillende doelfuncties kunnen niet echt getoetst worden omdat spierkrachten

in vivo niet gemeten kunnen worden. Volgens Brand et al. (1986) is de berekende compressiekracht rond een gewricht veel minder gevoelig voor kleine veranderingen in het model dan de krachten in de diverse spieren. Het is waarschijnlijk dat hetzelfde geldt compressiekracht op de tussenwervelschijf.

Op dit moment wordt er veel onderzoek gedaan naar het uitrekenen van de krachten van spieren bij gewrichten met behulp van optimalisatie (o.a. Crowninshield, 1978; Crowninshield & Brand, 1981; Barbenel, 1983; An et al., 1984; Dul et al., 1984ab; Herzog, 1987). Er worden steeds complexere doelfuncties ontwikkeld. De voorspellingen hiervan worden steeds reëler, dat wil zeggen het door de modellen voorspelde activiteitspatroon van spieren begint steeds meer te lijken op gemeten patronen van EMG activiteit. Tijdens het belasten van de rug treedt in het algemeen antagonistische spieractiviteit op (bv. Schultz et al., 1982c). Eenvoudige (lineaire) doelfuncties voorspellen dit niet, ingewikkelder doelfuncties wel.

Wij menen dat de verbetering van doelfuncties een oplossing zal geven voor het probleem van spiersturing bij rugmodellen. Daarnaast zijn verbeteringen in de techniek van het meten van EMG en van een vergroot inzicht in de EMG-kracht relatie nodig voor het goed valideren van modellen.

2.2.2.3 Intra-abdominale druk

In de literatuur bestaat enige controverse over de vraag hoeveel kracht door de buikholte (intra-abdominale druk, IAD) doorgeleid kan worden. Deze kracht zou dan de belasting op de wervelkolom verminderen, zie Fig. 2.7. In de huidige richtlijnen (NIOSH-rapport, EEG-richtlijn) lijkt het effect van IAD in de bepaling van de maximaal toelaatbare belasting enige invloed te hebben. Daarom wordt een uitgebreide bespreking van het belang van IAD op belasting van de wervelkolom tijdens fysieke belasting gegeven.

De wervelkolom is niet de enige structuur in de romp die longitudinale compressiekrachten weerstaat, want ook de buikholte is hiertoe in staat. Als een overdruk in de buikholte aanwezig is kan door de buikholte compressiekracht doorgeleid worden. Deze kracht veroorzaakt een extenderend moment rond L5-S1. Hierdoor hoeven de erector spinae spieren een minder grote kracht te leveren bij

een gegeven flecterend belastend moment. Eén van de belangrijkste aanhangers

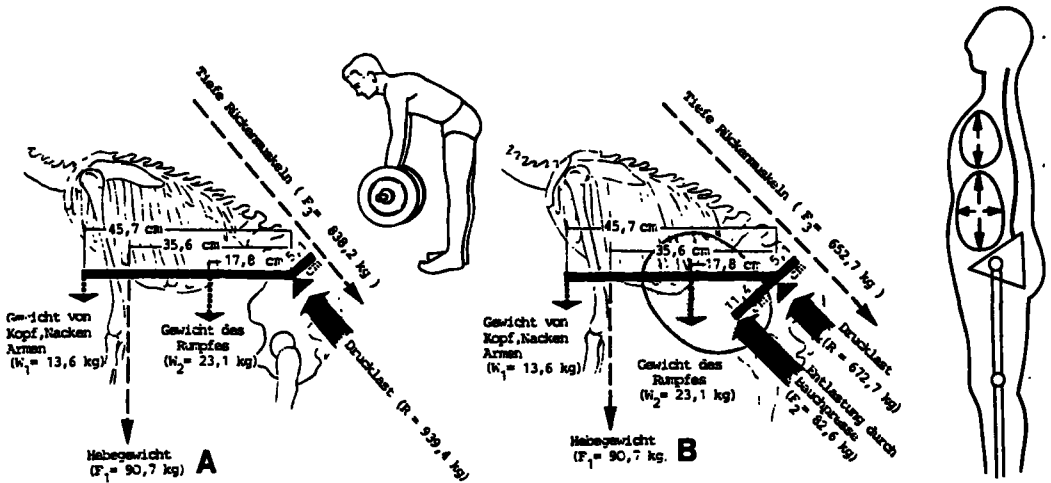


Fig. 2.7 Een rekenvoorbeeld van de compressiebelasting op de wervelkolom zonder (A) en met (B) beschouwing van de intra-abdominale druk. De spanning in de buikwand is verwaarloosd. Rechts (C) is een schema van de krachtdoorgeleiding gegeven. De krachten zijn alleen gegeven in de buikholte en de thoraxholte. (Uit: Junghanns, 1979).

van het belang van IAD is Davis (1981, 1985, Davis & Stubbs, 1977ab, 1978, Davis & Troup, 1964). Aspden (1987) en McGill & Norman (1987b) geven recente overzichten van het onderzoek met betrekking tot IAD.

Pieken in de intra-abdominale druk (duur enkele secondes) treden zowel op met oppakken als met neerzetten van een last, de druk tijdens statische belasting is veel lager (nauwelijks hoger dan zonder belasting) (Eie & Wehn, 1962) (zie Fig. 2.8). IAD kan dus nauwelijks een bijdrage leveren bij statische belasting, eventueel wel bij het ondersteunen van kortdurende piekbelastingen. Ook houding heeft invloed op de hoogte van de intra-abdominale druk: 8 kPa bij tillen met gebogen rug en 1 kPa met rechte rug (Eie & Wehn, 1962).

Om een verhoogde spanning in de buikholte te krijgen moet de buikwand onder

spanning staan. Deze spanningen kunnen óf door spieren óf door bindweefsel geleverd worden. In de ventrale buikwand is een aantal spieren aanwezig die deze

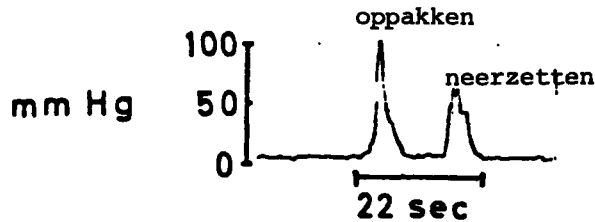


Fig. 2.8 Meting van de intra-abdominale druk (in de maag). Deze resultaten zijn verkregen bij een sterke atleet die een gewicht van 40 kg tilt. (Uit: Eie & Wehn, 1962).

spanning zouden kunnen leveren: de m. rectus abdominis, de m. transversus abdominis en de m. obliquus externus abdominis en de m. obliquus internus abdominis (zie Fig. 1.6 voor orientatie).

In de craniale buikwand levert het diafragma (middenrif) actief of passief de krachten. Dit is een sterk gewelfd musculo-fibreus septum dat de borst- en buikholte van elkaar scheidt. Meestal is de intrathoracale druk laag, soms echter bijna net zo groot als de intraabdominale druk (Hemborg et al., 1985). Bij een hoge intrathoracale druk staat er weinig spanning over het diafragma. Het drukverval staat dan voornamelijk over de glottis. In de dorsale buikwand leveren de thoracolumbale fascia, de wervelkolom en misschien de quadratus lumborum de stevigheid van de wand. In de caudale buikwand zijn het bekken, de fasciae en de bekkenbodemspieren belangrijk.

Als in de wand van de buikholte longitudinale (cranio-caudale) spanningen aanwezig zijn, veroorzaken deze een flecterend moment. Dit flecterende moment verkleint de vermindering van de belasting op de wervelkolom die optreedt door de druk in het abdomen. Dit geldt vooral voor de ventrale buikwand, omdat die een lange momentsarm heeft tot de wervelkolom.

Sommige spieren hebben een grote longitudinale component (b.v. m. rectus abdominis), andere een zeer kleine (b.v. m. transversus abdominis). De grootte van de longitudinale component zal dus afhangen van de mate van activatie van de verschillende spieren. De longitudinale component van de spanning verhoogt de compressiekracht op de wervelkolom. Het netto effect van de IAD is dus de som van het effecten van de compressiekrachten buikholte en de trekkrachten in de buikwand.

In tabel 2.2 is de waarde gegeven van de diverse parameters die belangrijk zijn voor de grootte van de compressiebelasting op de wervelkolom. Deze parameters betreffen:

- de erector spinae spieren, die het grootste deel van het extenderend herstellend moment leveren;
- de tussenwervelschijf, die het grootste deel van de compressiekracht in de wervelkolom weerstaat;
- de buikholte zelf, die een extenderend moment levert en een compressiekracht weerstaat;
- de buikwand, die een flecterend moment en een trekkracht kan leveren.

De waarden in de tabel zijn redelijke schattingen en geven dus alleen de orde van grootte aan. De hoogste gemeten waarde van de IAD is 30 kPa. Deze waarde is gemeten bij een gewichtsheffer die een gewicht van 90 kg tilde (Morris et al., 1961). Bij meer alledaagse belastingen treedt een maximale IAD van ongeveer 10 kPa op. Mairieux et al. (1984) hebben onder een belastend moment van 69-110 Nm een IAD van 3.8-9.7 kPa gemeten. Nachemson (1986) bij een belasting van 6.1-98 Nm een IAD van 1-8 kPa. Voor de oppervlakte van de dwarsdoorsnede door de buikholte zijn weinig gegevens beschikbaar. Het is eenvoudig te meten m.b.v. MRI. Bearn (1961) geeft een waarde van 291 cm², Nachemson et al (1986) van 200 cm². Uit tabel 2.2 is af te lezen dat voor een relatief zware belasting de IAD een relatief geringe bijdrage kan leveren aan het verminderen van de compressiebelasting van de wervelkolom. Een voorbeeld van een zware belasting is gegeven in tabel 2.2, eerste rij, een voorbeeld van de ontlasting door piek-IAD in de derde rij. De ontlasting door vermindering van het moment dat door de erector spinae geleverd moet worden is 6%, het ontlastend effect door de directe vermin-

Tabel 2.2

Bepaling van het belang van IAD op ontlasting van de wervelkolom.

	compressie-				
	spanning	oppervl.	kracht	arm	moment
	(kPa)	(cm ²)	(N)	(cm)	(Nm)
erector spinae		32 ²	7300 ^{b'1}	7.5 ^{c'1}	449 ¹
tussenwervelschijf	1600 ⁴	8.4 ⁵	1780	nvt	0
piek IAD	30	200 ⁴	600	-4.5 ^{4'7}	-27
IAD 1 s	10	200	200	-4.5 ^{4'7}	-9
buikwand	50 ^a	11 ^{a'2}	-50	-15 ²	7.5
piek IAD	21 ³	516 ³	1090 ³	-11.4 ³	-124
buikwand			-260	-23	60

Compressie en extensie zijn positief genomen, tensie en flexie negatief. De oppervlakte van de buikholte is een dwarsoppervlakte, inclusief de darmen, maar exclusief de wand, de spieren en de botten. De oppervlakte van de tussenwervelschijf is de oppervlakte van de tussenwervelschijf. Voor het uitrekenen van de kracht is een 33% grotere oppervlakte gebruikt (Nachemson 1960).

Referenties: 1- McGill & Norman (1986), 2- Reid & Costigan (1985), 3- Morris et al. (1961), 4- Nachemson et al. (1986), 5- Nachemson (1960), 6- Schultz et al. (1982c), 7- Bearn (1961).

a alleen rectus abdominis, op 17% van de maximale spanning (300 kPa). De waarde van 17% is vrij arbitrair gekozen.

b alleen erector spieren, dwarsdoorsnede, geen correctie voor de geveerdheid van de spieren.

c sacrospinalis + iliocostalis lumborum + longissimus thoracis + multifidus.

Morris et al. (1961) hebben hun berekening gedaan aan een man van 78 kg. De oppervlakte van de buikholte en de momentsarm van de IAD lijken veel te groot gekozen.

dering van de compressiekracht 8%. De totale vermindering van de compressiebelasting is dus 14%. Voor langduriger belastingen is de ontlasting maximaal ongeveer 1/3 van deze waarde (dus ongeveer 5%). Het effect van de buikwand lijkt veel kleiner dan van de buikholte. Het is echter wel zo dat de kracht in de buikwand zeer ruw geschat is omdat er eigenlijk geen goede gegevens over bekend zijn. Tijdens een Valsalva manoeuvre (het actief onder druk zetten van de borst- en buikholte) is de extra belasting door de buikwand groter dan de ontlasting ten gevolge van de buikholte (Nachemson et al., 1986). McGill & Norman (1986) stellen dat het ontlastend effect van IAD verwaarloosd kan worden. De berekeningen zijn echter dubieus (zie par. 2.3.4). Bearn (1961) neemt aan dat IAD de wervelkolom extra belast. M.i. zit het voornaamste verschil in de schatting van de longitudinale component van de kracht in de buikwand. Deze kracht is zeer slecht bekend. Volgens Schultz et al. (1982c) is de gemiddelde ontlasting 14.5%, maar was er geen consistente relatie tussen de grootte van de IAD en de grootte van het belastend moment.

Volgens Grew (1980) treedt er ook IAD op als de romp met een extenderend moment belast wordt. Dit moment zou de romp dan extra belasten.

Wij veronderstellen dat de mate van activatie van de IAD binnen wijde grenzen geregeld kan worden. Een van de grenzen wordt gevormd door IAD ten gevolge van passieve spanning als gevolg van flexie of extensie, maw. een houding geeft een minimale (en een maximale?) IAD. Een andere grens wordt gevormd door activatie van spieren voor andere taken. Wij veronderstellen dat een bepaalde waarde van de IAD met verschillende combinaties van spieractiviteit bereikt kan worden.

Samenvattend: bij de macromodellen zijn drie problemen nog niet opgelost: het goed voorschrijven van houding (en daarmee de rek in de ligamenten en spieren); de keuze van een spiersturingscriterium; en de bepaling van het belang van IAD.

2.3 MEGAMODELLEN

In deze paragraaf worden eerst eenvoudige modellen, zg. hefboommodellen behandeld. Voor het verkrijgen van fundamenteel inzicht zijn ze te eenvoudig, maar ze worden in de arbeidspraktijk veel gebruikt. Daarna worden de meer complexe modellen behandeld. Een overzicht van de artikelen behorend bij de diverse modellen is gegeven in Appendix 9.

Een overzicht van de differentiërende zwakheden wordt gegeven in tabel 2.3. Deze wordt verder besproken bij de behandeling van de afzonderlijke modellen. Bij de behandeling van de modellen worden altijd eerst het free body diagram en het distributiemodel kort besproken. Daarna worden aan de hand van tabel 2.3 enkele zwakheden besproken.

Tabel 2.3 Vergelijking van de megamodellen op enkele kenmerken. Deze tabel wordt uitgebreid besproken in par. 2.3.

	M1	M2	M3	M4	M5
Spieren					
fysiologische dwarsdoorsnede	-	+	-	+	?
rek en reksnelheid	-	-	-	+	-
werkingslijnen	-	+	-	+	+
Ligamenten	-	-	-	+	+
Overeenkomst tussen model en anatomie	-	±	-	+	+
Modeltechnische opzet	+	+	+	-	-
Validering	-	+	-	-	-
Statisch (s) of dynamisch (d)	s	s	s	d	s
Twee (2) of drie (3) dimensionaal	2/3	3	2/3	2	3?

- : niet gebruikt of afwezig

± : redelijk

? : nadere studie nodig

+: goed

M1: hefboommodellen, M2: Schultz c.s. (I), M3: Chaffin c.s., M4: McGill en Norman, M5: Gracovetsky en Farfan.

Tabel 2.4 Aantal spierslippen van de diverse spieren dat in de diverse macromodellen gemodelleerd is. Alleen de slippy die door het transversale vlak door L4-L5 gaan, zijn geteld (M1 t/m M4); bij M5 was dit niet bekend en zijn alle spierslippen geteld.

	M1a	M1b	M2	M3	M4	M5
m. latissimus dorsi	1	1	-	1	1	-
mm. multifidi	ES	1	ES	1	1	20
m. longissimus thoracis	ES	1	ES	1	-	18
m. iliocostalis lumborum	ES	1	ES	1	-	6
m. sacrospinalis	ES	?	?	4	1	-
m. spinalis thoracis	-	-	?	-	-	8
m. psoas (major en minor)	-	1	-	4	1	-
m. quadratus lumborum	-	1	-	1	1	5
m. rectus abdominis	1	1	-	1	1	-
m. transversus abdominis	-	-	-	-	IO	-
m. obliquus internus abdominis	1	2	-	2	IO	9
m. obliquus externus abdominis	1	2	-	2	1	-
totaal aantal spierslippen	10	22	1	36	8	171

M1a: Schultz c.s. (I) (zoals het meestal gebruikt wordt); M1b: Schultz c.s. (I) (uitgebreid tot meer spieren); M2: Chaffin c.s.; M3: McGill en Norman; M4: Gracovetsky en Farfan; M5: Yettram en Jackman.

ES: ongedeelde erector spinae, IO: de transversus abdominis wordt in één groep met de obliqui genomen.

2.3.1 Hefboommodellen

Hefboommodellen is een verzamelnaam voor simpele modellen die statisch bepaald zijn. Een distributiemodel is dus niet aanwezig, alleen een free body diagram. Het herstellend moment wordt geleverd door één ongedeelde erector spinae bij sagittale belasting of door een linker en een rechter erector spinae bij asymmetrisch tillen. Torderen van het lichaam kan niet gesimuleerd worden, wel het

tillen met getordeerd lichaam. In een hefboommodel kan de kracht ten gevolge van intra-abdominale druk opgenomen zijn (Fig. 2.7a en b). De uitvoer van een hefboommodel is de compressie en de afschuifkracht op een wervel of tussenwervelschijf.

Hefboommodellen hebben in structureel opzicht te weinig detail om fundamenteel inzicht te geven in de wijze van krachtdoorleiding door het lichaam. De vraag in hoeverre deze modellen de compressie en schuifkrachten op de wervel in arbeidssituaties goed voorspellen wordt behandeld in par. 4.2.

2.3.2 Schultz c.s. (I)

2.3.2.1 Beschrijving van het model

Dit is een quasi-statisch drie dimensionaal model voor het modelleren van allerlei typen belasting. Met een free body diagram is het belastend moment rond de tussenwervelschijf L3-L4 uitgerekend. Het herstellend moment wordt geheel door

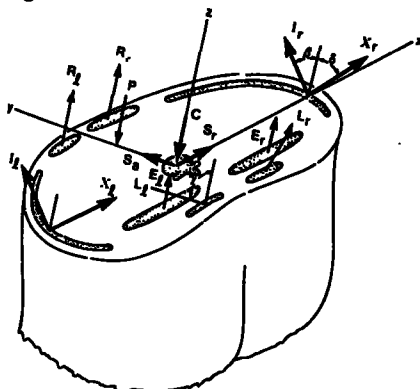


Fig. 2.9 Schema van het distributiemodel van Schultz c.s. (I). De vijf bilaterale paren spieren representeren de m. rectus abdominis, de m. obliquus internus abdominis en m. obliquus externus abdominis, de m. erector spinae en delen van de m. latissimus dorsi. Krachten ten gevolge van intra-abdominale druk zijn hier verwaarloosd. Beta en delta zijn 45° . C: compressiekracht, S_a : voor-achterwaartse afschuiving, S_r : laterale afschuiving. (Uit: Schultz et al., 1982a).

spieren geleverd. In de verschillende artikelen wisselen details van het distributiemodel; het meest gebruikte model is gegeven in Fig. 2.9. Er worden meerdere doelfuncties voor spiersturing gebruikt: minimale compressie op L3-L4 met de beperkende voorwaarde dat de maximale spierspanning 100 N/cm² is; minimale waarde van de maximale spanning die in een van de rugspieren optreedt (minimale maximale spanning); een combinatie van deze minimale compressie en minimale maximale spierspanning (Bean et al., 1988). Schultz c.s. modelleren in de verschillende artikelen een wisselend aantal spieren. Het minimale aantal is vijf bilaterale paren (zie tabel 2.4). Dit wordt het meest gebruikt. Modellen met meer spieren zijn ontwikkeld om na te gaan of zo de modellen verbeterd konden worden (zie onder).

2.3.2.2 Validering

De uitgerekende spierkrachten zijn gevalideerd met EMG. Het EMG werd bepaald met 12 paar bipolaire oppervlakte elektroden. Op grond van theoretische overwegingen wordt bij statische belastingen een lineaire relatie tussen kracht en EMG-spanning verwacht (Hof & van den Berg, 1981). Deze leek inderdaad op te treden binnen één type belasting: een gewicht vasthouden met rechte romp ofwel een gewicht vasthouden met naar voren gebogen romp. De correlatiecoëfficiënt was hoog (0.99, resp. 0.98). De helling van beide lijnen (Newton per Volt) verschilde echter (Andersson et al., 1980). Voor meer complexe houdingen tijdens het vasthouden van een gewicht was de correlatie tussen EMG en berekende kracht veel kleiner: $0.37 < r < 0.97$, de meeste correlaties waren groter dan 0.6 (Schultz et al., 1982a). In vervoerovergebogen houdingen is het model niet gevalideerd.

Schultz c.s. zelf beschouwen het model als semi-quantitatief. Schultz et al. (1983) hebben meer (22) spieren in het model opgenomen. De correlatie tussen berekende kracht en gemeten EMG activiteit verbeterde hierdoor echter niet.

Alle relaties zijn bepaald op basis van EMG-registraties die gemiddeld zijn over groepen proefpersonen en over meerdere electrodeposities. Ze zijn dus niet direct geldig voor individuen.

2.3.2.3 Modeltechnische aspecten

Modeltechnisch is het een goed model. De rekenwijze is doorzichtig: het is duidelijk hoe de berekeningen plaatsvinden en welke keuzes gedaan zijn. De dwarsdoorsnedes en de anatomische posities van de spieren worden in een tabel gegeven. Ook de gebruikte maximale spierspanningen worden expliciet genoemd.

2.3.2.4 Resultaten

Enkele belastingssituaties zijn gebruik makend van het model met elkaar vergeleken. De zwaarste belasting van de wervels trad op bij vooroverbuigen van de romp, zelfs zonder een extra uitwendige belasting in de vorm van een tillast.

2.3.2.5 Conclusies

Het is waarschijnlijk een goed model voor het beoordelen van werksituaties. Voor het verkrijgen van inzicht in de werking van de menselijke rug lijkt het complexiteitsniveau aan de lage kant. Modeltechnisch is het een goed model. Ook in fundamenteel opzicht is het het beste van de in dit rapport besproken modellen. Het distributiemodel van Schultz is opgenomen in het z.g. Michigan 3D model. Dit model komt binnenkort beschikbaar en lijkt op dit moment het meest belovende model.

2.3.3 Chaffin c.s.

2.3.3.1 Beschrijving van het model

Het free body diagram van dit model wordt het SSPL (Static Sagittal Plane Lifting) model genoemd. Het is een quasi-statisch model voor symmetrisch tillen in het sagittale vlak met twee handen. Het lichaam wordt voorgesteld m.b.v. zeven segmenten:

onderarm, bovenarm, romp boven L5-S1, romp onder L5-S1, bovenbeen, onderbeen, voet. Uitgaande van de positie van voeten en last wordt de houding zo uitgerekend dat de belasting op de scharnierpunten minimaal is. Dit is niet zozeer een model van de lage rug alleen als wel een model van de belastbaarheid van het hele menselijke lichaam. Met het model kan voorspeld worden welke fysieke belasting geleverd kan worden, niet of deze belasting schadelijk is: als een bepaalde

fysieke belasting niet geleverd kan worden is niet bekend of de compressiekracht op de tussenwervelschijf te groot was of de spierkrachten in één of meer van de gewrichten te klein. Van het model bestaat ook een drie-dimensionale variant (Garg & Chaffin, 1975).

In de meeste artikelen wordt een zeer eenvoudig distributiemodel gebruikt: het totale herstellende moment wordt geleverd door een ongedeelde erector spinae, het is dan een hefboommodel. Dit model is te simpel voor echt inzicht.

Anderson et al. (1985) geven een iets meer uitgebreid distributiemodel van de lage rug. Het herstellend moment kan niet alleen geleverd worden door de erector spinae, maar ook door ligamenten van het bewegingssegment, intra-abdominale druk en de discus. Het herstellend moment ten gevolge van deze drie laatste structuren werd uitgerekend met fenomenologische formules. Het moment was afhankelijk van gemeten torselhoek, kniehoek en belastend moment. De rest van het herstellend moment werd geleverd door spieren. Alleen de m. multifidus en de m. erector spinae werden gemodelleerd: rechte werklijnen, elk met een momentsarm van 5 cm. De spanning in beide spieren werd altijd gelijk genomen. Er was dus geen spiersturingscriterium nodig.

2.3.3.2 Validering

Het eerste type validering was een vergelijking met het in de literatuur beschreven in-vitro gedrag van bewegingssegmenten. Het gemeten verband tussen verplaatsing en belastend moment werd vergeleken met de met het model berekende waarden. Dit is m.i. nauwelijks een validatie te noemen van een macromodel. Op zijn hoogst worden de in het model gebruikte verbanden tussen spanning en rek voor ligamenten en de tussenwervelschijf getoetst.

De met het model berekende rekken zijn vergeleken met het voorkomen van gescheurde ligamenten in patiënten. Met het model werd voorspeld dat alleen de thoracolumbale fascia over zijn elastische limiet gerekt wordt. Dit resultaat komt niet overeen met de resultaten van Rissanen (1960) en Adams et al. (1980) dat rupturen in de supra- en interspinale ligamenten algemeen zijn bij mensen ouder dan 20 jaar.

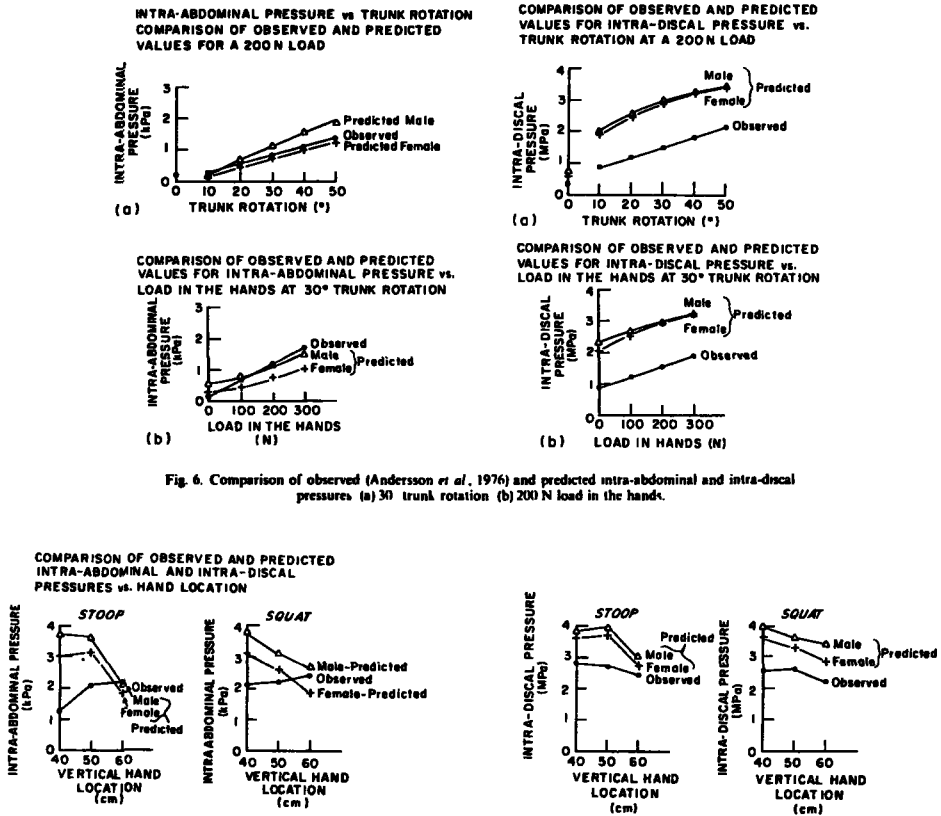


Fig. 6. Comparison of observed (Andersson *et al.*, 1976) and predicted intra-abdominal and intra-discal pressures (a) 30° trunk rotation (b) 200 N load in the hands.

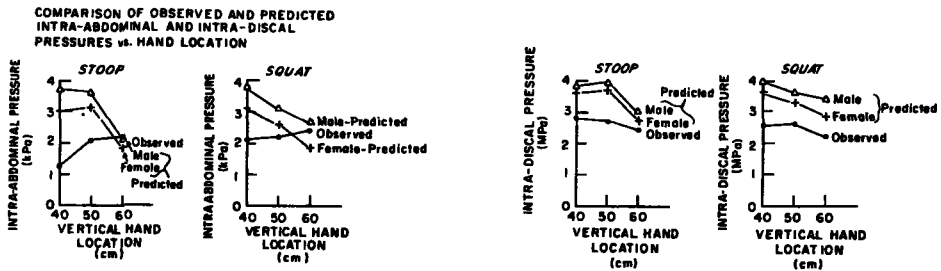


Fig. 7 Comparison of observed (Andersson *et al.*, 1977) and predicted intra-abdominal and intra-discal pressures vs. hand location.

Fig. 2.10 Voorbeeld om te laten zien dat de mate van overeenkomst tussen experimentele en berekende waarden sterk subjectief is.

Het voorbeeld betreft gemeten en berekende tussenwervelschijfdruk en intra-abdominale druk (Figs. 6 en 7 van Anderson *et al.*, 1985). De auteurs stellen: "Observed and predicted values showed very good agreement for intra-abdominal pressure (Fig. 6), but were not in as close accord for intra-discal pressure (Fig. 7)". In onze ogen lijkt de overeenkomst in hun Fig. 6 slecht en in hun Fig. 7 zelfs zeer slecht is. Het opnemen van deze figuren in hun artikel, zodat de lezer zelf de mate van validatie kan toetsen, is uitstekend. De reden van de keuze van juist deze figuur is vooral dat deze auteurs zo uitgebreid hun validatie tonen.

Op basis van de gegevens (belasting, houding) van Andersson et al. (1976, 1977) werd de berekende tussenwervelschijfdruk en intra-abdominale druk vergeleken met de gemeten waarden (Fig. 2.10). De gemeten druk in de tussenwervelschijf was veel groter dan de berekende, ook voor de intra-abdominale druk was de overeenkomst slecht. Gemeten en berekende waarden verschilden zeer sterk qua trend. De auteurs zelf echter vonden de overeenkomst tussen gemeten en berekende waarden goed. De validatie van het SSP model en de drie-dimensionale variant daarvan is gebeurd door berekende maximale tilbelasting te vergelijken met het maximale gewicht dat door 71 proefpersonen op enkele posities getild kon worden. Deze kwamen in veel situaties goed overeen ($r > 0.9$, de richtingscoëfficiënt lag tussen 0.9 en 1.1. (Deze validatie heeft natuurlijk geen relatie met de nauwkeurigheid waarmee de compressiekracht op de wervelkolom berekend wordt.)

2.3.3.3 Resultaten

Het herstellend moment werd voornamelijk geleverd door de spieren, al bleek ook de intra-abdominale druk een vrij belangrijke bijdrage te leveren (gemiddeld in de orde van 20%). Het moment dat door ligamenten werd geleverd was daarentegen meestal bijna verwaarloosbaar klein.

Normale tiltaken bleken volgens het model te kunnen leiden tot te grote compressiekrachten op de discus, overbelasting van de spieren en misschien overrekking van de thoracolumbale fascia.

2.3.3.4 Conclusies

Het distributiemodel van Anderson et al. (1985) is te weinig complex. Ten eerste schiet de modellering van spieren sterk tekort: er zijn slechts twee spieren, die altijd dezelfde spanning moeten hebben. Ten tweede zijn de ingevoerde relaties voor het berekenen van intra-abdominale druk en rotatie van de wervels te fenomenologisch. Het linked segment model (SSPL model) is wel goed, vooral omdat het ook gewrichten buiten de rug beschouwt. Het linked segment model vormt een belangrijke basis van het NIOSH rapport. Een 3D versie van het SSP model is opgenomen in het z.g. Michigan 3D model. Dit model komt binnenkort beschikbaar en lijkt op dit moment het meest belovende model.

2.3.4 McGill en Norman

2.3.4.1 Beschrijving van het model

Dit is een dynamisch model van de lage rug dat een uitgebreide detaillering van spieren, ligamenten en botten bevat. Voorlopig is het toegepast voor tillen in het sagittale vlak. Het moment om L4-L5 is uitgerekend met een free body diagram. De grootte en de richting van de krachten die uitgeoefend worden op zeven segmenten (hand-onderarm-bovenarm-thorax + hoofd-abdomen-benen, zie Fig. 2.1) worden als functie van de tijd bepaald. Deze krachten worden veroorzaakt door het gewicht van een segment en zijn versnelling.

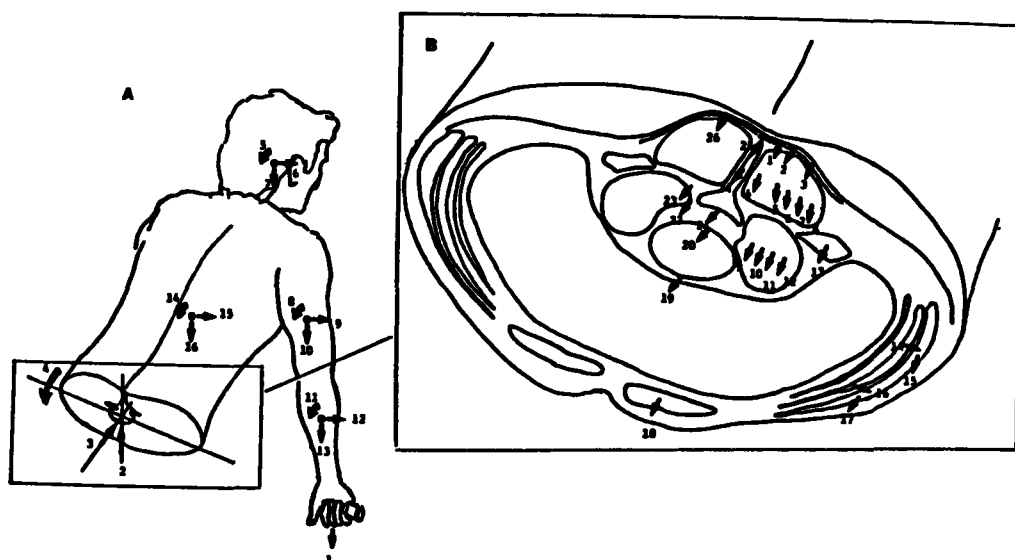


Fig. 2.11 Distributiemodel van McGill & Norman (zie ook Fig. 2.1).

a free body diagram; 2: belastende voorachterwaartse afschuifkracht; 3: belastende compressiekracht; 4: belastend moment.

b distributiemodel; 1-18 spierkrachten; 19-26 ligamentkrachten

Met het distributiemodel (Fig. 2.11) is de verdeling berekend van de dynamische belasting over de ligamenten, spieren en wervels. Hierbij is niet alleen aandacht

gegeven aan structuren door het vlak door L4-L5, maar ook aan delen hoger in de romp. Op deze manier wordt geprobeerd houding in het model te introduceren. In het model zijn veel parameters opgenomen om te schatten wat het belang van elk is voor de berekende compressiebelasting. Enkele hiervan waren: de intra-abdominale druk, verplaatsing van de rotatieas over de tussenwervelschijf en de verandering in hoogte van de tussenwervelschijf tijdens belasting.

De spieren zijn veel beter weergegeven dan in de overige modellen. Spieren kunnen ook werken langs één of meerdere katrollen, als equivalent van bijvoorbeeld een onderliggende spiermassa of een útstekend benignoel. De spierkrachten zijn bepaald aan de hand van gemeten EMG-activiteit (als percentage van de maximale activiteit), spierrek en reksnelheid. De maximale kracht die een spier kan leveren in het model wordt beperkt door de geschatte dwarsdoorsnede en de maximale kracht per eenheid oppervlak (meestal 35-55 N/cm²). Diverse spieren zijn met meer dan één werklijn aangegeven. Er zijn in totaal 48 spierslippen gemodelleerd waarvan er 36 door het vlak door L5-S1 gaan. De sturing van de activiteit van de spierslippen vond plaats met gemeten EMG. De spieren zijn in zes groepen verdeeld. Elke groep werd met een eigen EMG signaal aangestuurd. De exacte wijze van berekening wordt gegeven in par. 2.3.4.3. Er is aangenomen dat de omrekeningsfactor van EMG naar kracht (Newton per Volt) op elk tijdstip voor alle spieren gelijk was. Deze factor ('gainfactor') werd zo gekozen dat het herstellend moment gelijk was aan het belastend moment. In de loop van de tijd bleek deze waarde sterk te variëren bij simulaties (ongeveer een factor twee).

De krachten van ligamenten, de rotatie van de wervels, de deformatie van de discus zijn via fenomenologische relaties ingevoerd. Dit geldt ook voor het moment dat de discus levert en de intra-abdominale druk. De facetgewrichten zijn verwaarloosd.

2.3.4.2 Validering

Het model is niet gevalideerd.

2.3.4.3 Modeltechnische aspecten

De modeltechnische aspecten zullen in deze paragraaf uitgebreid worden besproken, omdat modeltechnische problemen o.i. de waarde van dit model sterk reduceren. Deze problemen treden op bij het sturen van de spieren met behulp van gemeten EMG.

Referenties (blz. en vgl. nummers) verwijzen naar McGill & Norman (1986). Numerieke waarden worden gegeven voor één experiment (AD1). Spierkracht wordt berekend volgens (vgl. 7):

$$F_m = G[(EMG/EMG_m)(P_o)(\Omega)(\delta) + F_{pec}] \quad (7)$$

F_m = berekende spierkracht; G = gainfactor ('matsfactor'); EMG = gemeten EMG-sig-naal; EMG_m = EMG-sig-naal tijdens maximale vrijwillige contractie; P_o = maximaal te leveren spierspanning (35-55 N/cm²); Ω = modulatiecoëfficiënt ten gevolge van spierrek (min. 0, max. 1); δ = modulatiecoëfficiënt ten gevolge van spierreksnelheid (min. 0, max. 1); F_{pec} = spier parallelle elastische elasticiteit.

In Fig. 2.12a is de maximale spierkracht als functie van de tijd (MVC = maximale vrijwillige contractie) gegeven. Deze MVC is berekend met vgl. 7 onder voorwaarde dat $EMG = EMG_m$.

$$MVC = G[(P_o)(\Omega)(\delta) + F_{pec}]$$

F_{pec} had slechts een verwaarloosbaar effect op de berekende compressie (blz. 672, punt 1). Rek en reksnelheid hadden gedurende de periode van zware belasting geen invloed (blz. 673, punt 5). Voor de periode van zware belasting nemen we tamelijk arbitrair, maar conservatief, de periode dat het belastend moment hoger is dan de helft van de maximale waarde in een experiment. In experiment AD1 is dat de periode tussen 0.2 en 0.45 s. In deze periode geldt dus:

$$MVC = (G)(P_o)$$

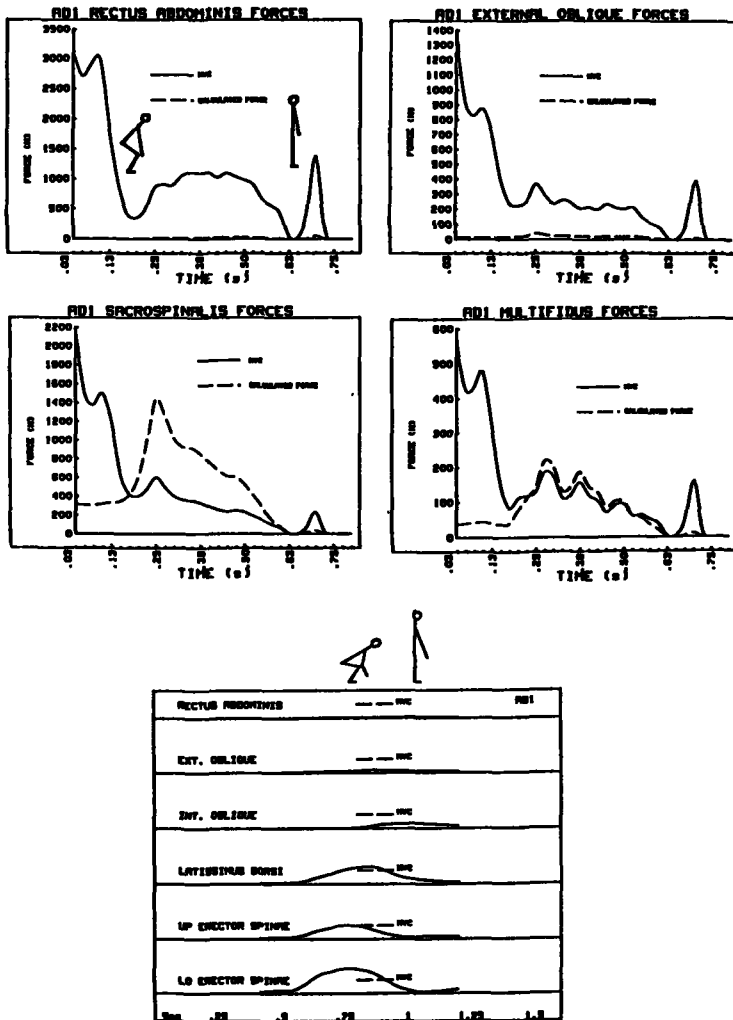


Fig. 2.12 Berekende krachten en gemeten EMG's van de diverse spieren tijdens tilsimulatie AD1. (Uit: McGill & Norman, 1986)

- Spierkrachten in individuele spieren zoals berekend met het model (onderbroken lijn) en spierkrachten tijdens maximale vrijwillige contractie (MVC) zoals berekend met het model (getrokken lijnen). Slechts enkele spieren zijn in deze figuur weergegeven.
- De lineair omhullende van het EMG. Het niveau van MVC is aangegeven, zodat de relatieve EMG activiteit afgeschat kan worden. NB MVC in a is niet gelijk aan MVC in b (zie tekst).

Voor elke spier heeft P_o een constante waarde. Veranderingen als functie van tijd van de berekende MVC zijn dus veranderingen in de gainfactor. Gemeten veranderingen in MVC (Fig. 2.12a) varieerden van 350 tot 1050 N (m. rectus abdominis), 195 tot 360 N (m. obliquus abdominis externus), 225 tot 580 N (m. sacrospinalis), 240 tot 380 N (m. quadratus lumborum), 135 tot 245 N (m. latissimus dorsi) en 155 tot 330 N (m. psoas). Een factor 1.5 tot 3 lijkt een redelijke schatting voor de variatie van de gainfactor in de tijd.

Voor de berekening van spierkrachten in het model zouden veranderingen in gainfactor net zo belangrijk kunnen zijn als veranderingen in gemeten EMG. Een duidelijker uitspraak is moeilijk te doen omdat het tijdsverloop van gemeten EMG (Fig. 2.12b) een tijdbasis heeft die een onbekende tijd (naar schatting ongeveer 0.5 s) verschoven is ten opzichte van de berekende spierkrachten.

Deze variabele gainfactor geeft de volgende problemen:

- 1 het is niet duidelijk op welke wijze de spieren aangestuurd worden: naast het EMG heeft ook de veranderende gainfactor een belangrijke invloed. Deze gainfactor verandert tijdens de periode van hoge belasting een factor twee!
- 2 de gebruikte spierspanningen zijn niet goed bekend. Waarschijnlijk is de echte gebruikte maximale waarde (inclusief gainfactor) 80 N/cm².

Daarnaast zijn er enkele andere zwakke punten in het model:

- 3 de weergave van de aannames is enigszins suggestief. De slechte zaken worden verhuld. Er wordt in de artikelen geen lijst van gebruikte parameterwaarden gegeven, zodat allerlei opmerkingen oncontroleerbaar zijn. Deze zijn wel aanwezig in de thesis van McGill (McGill, 1986).
- 4 de verhouding tussen de hoeken tussen de wervels is constant verondersteld.
- 5 EMG is op zes plaatsen gemeten. Dit kan geen goede informatie geven over 36 spieren.
- 6 kinematische gegevens worden gefilterd met 3-7 Hz. Dit is te laag voor de snelle bewegingen met stijgtijden van 100 ms.
- 7 bij de EMG-kracht relatie is verondersteld dat de gainfactor voor elke spier gelijk was, maar in de tijd varieerde. Hof & van den Berg (1981) hebben gevon-

- den dat de gainfactor voor elke spier verschilde maar in de tijd constant was.
- 8 de gebruikte EMG-kracht relatie is statisch. De stijgtijd van de kracht van de sacrospinalis is ongeveer 75 ms. De tijdconstante van de stijgende flank van de dynamische EMG-kracht relatie is ongeveer 25 ms (Hof et al., 1987). Dit houdt in dat de dynamische kracht niet goed door het EMG beschreven wordt.
- 9 het is sterk de vraag of bij het distributiemodel alleen de krachten door het vlak door L5-S1 in beschouwing zijn genomen. Bij IAD is het zeker dat dat niet is gebeurd (zie Fig. 2.13). Het effect hiervan op de berekende compressiebelasting is niet bekend.

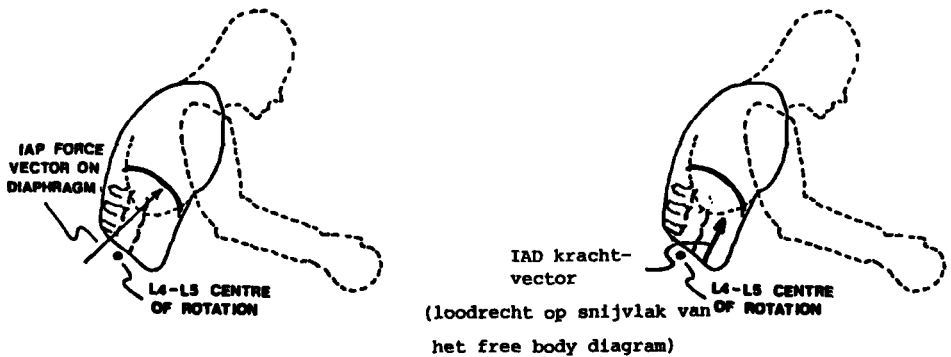


Fig. 2.13 Effect van intra-abdominale kracht volgens McGill en Norman (links) en volgens ons (rechts). Volgens McGill en Norman levert IAD hier een flecterend moment (links). In werkelijkheid levert de IAD een extenderend moment (rechts).

2.3.4.4 Resultaten

Bij simulaties voor tillen met een rechte rug leverden de spieren 99% van het herstellende moment. Een aantal parameters bleek niet belangrijk:

- 1 passieve spierkrachten. Passieve krachten veroorzaken slechts 2% van de berekende compressiekracht.
- 2 translatie van de rotatieas. Een bewegende rotatieas verminderde de berekende compressiekracht met 5.5% ten opzichte van een vaste rotatieas.
- 3 hoogteverlies van de tussenwervelschijf. Het verwaarlozen van hoogteverliezen in de tussenwervelschijf had slechts een zeer gering (0.005%) effect op de bere-

kende kracht.

- 4 ligament parameters. De keuze van dwarsoppervlakte en spannings- rek diagram van ligamenten had geen effect op de berekende kracht.
- 5 spierrek en reksnelheid. Tijdens de periode dat een grote kracht geleverd werd, was de spierlengte ongeveer gelijk aan de rustlengte en de reksnelheid laag. De modulatiefactoren ten gevolge van rek en reksnelheid waren dus ongeveer één.
- 6 IAD geeft geen significante verlaging van de compressiebelasting op de wervels.

De eerste vijf conclusies zijn waarschijnlijk sterk afhankelijk van de wijze van belasten, hier: tillen met rechte rug. Voor andere bewegingen kunnen enkele van deze vijf parameters wel belangrijk zijn. De conclusie met betrekking tot het belang van IAD is niet overtuigend, omdat een slechte relatie gebruikt is voor het berekenen van deze druk.

2.3.4.5 Conclusies

Het model van McGill en Norman is duidelijk het beste wat betreft anatomische detaillering. Wat betreft detaillering van de modellering op het niveau van een bewegingssegment begint het zelfs al op een micromodel te lijken, wat betreft de modellering van houding op een multi body model. Door de grote complexiteit van het model ontstaan echter modeltechnische problemen, vooral met betrekking tot de gainfactor (zie par 2.3.3.3). Deze zijn zo groot dat de uitkomsten van het model niet vertrouwd kunnen worden. Daarnaast is het model op geen enkele manier gevalideerd. Een model zonder de modeltechnische problemen maar met deze geometrische (anatomische) complexiteit zou uitstekend zijn.

2.3.5 Gracovetsky en Farfan

2.3.5.1 Beschrijving van het model

Het model van Gracovetsky (1988) wordt behandeld. Dit is een statisch model van de rug dat een goede detaillering van de rug bevat. Het is toegepast voor bewegingen in het sagittale vlak. Het belastend moment wordt op vijf niveaus uitgerekend (L1-L2 tot L5-S1). Voor elk niveau is een eigen distributiemodel aanwezig. Er zijn in totaal 55 spierslippen gemodelleerd die samengenomen zijn in 7 groepen. De volgende passieve structuren zijn gemodelleerd: de thoracolumbale

fascie, en de supraspinale en interspinale ligamenten. De kracht in de thoracolumbale fascie kan gemoduleerd worden door de intra-abdominale druk. Een groot deel van kracht en vermogen wordt geleverd door de extensoren van de heup en via het passieve systeem doorgeleid.

De activiteit van de spieren wordt voorgeschreven aan de hand van een optimalisatiecriterium. De doelfunctie is de som van de kwadraten van:

P1· discuscompressiekracht (N) vijf niveaus

P2· discusafschuifkracht (N) vijf niveaus

P3· ligamentspanning (N/m^2) vijf niveaus

P4· spierspanning (N/m^2) zeven groepen;

P1 tot P4 zijn evenredigheidsfactoren.

De spanning (compressiekracht/ oppervlakte van de eindplaat) wordt in een loop voor de vijf lumbale niveaus gelijk gemaakt door de rotaties op elk niveau te variëren (de as blijft altijd wel binnen de tussenwervelschijf).

2.3.5.2 Validering

Er heeft geen echte, kwantitatieve validering van berekende spierkrachten met gemeten EMG waarden plaatsgevonden. Wel zijn er enkele EMG metingen vergeleken met tamelijk vage modelvoorspellingen. Het was ook niet duidelijk hoe de voorspellingen uit het model volgden.

2.3.5.3 Modeltechnische aspecten

In geen van de artikelen is een deugdelijke beschrijving te vinden van de formules die gebruikt zijn, laat staan een evaluatie van hun kwaliteit. Ook een tabel met gebruikte parameterwaarden ontbreekt. Omdat het model niet geëvalueerd kan worden, is het voorlopig waardeloos (totdat er een deugdelijke beschrijving van het model beschikbaar komt).

2.3.5.4 Resultaten

Er worden veel grafieken gegeven over het relatieve belang van spieren en ligamenten (P1 en P2 uit de doelfunctie). Het belang van de lordose van de wervelkolom en bekkenkanteling wordt benadrukt. Omdat het model op modeltechnische

gronden als slecht beoordeeld wordt, lijkt het weinig zinvol de resultaten te bespreken.

2.3.5.5 Conclusies

Het model van Gracovetsky en Farfan is een slecht model, in zoverre dat het onmogelijk is om alle impliciete veronderstellingen boven water te krijgen.

2.3.6 Discussie megamodellen

Het beste model is Schultz c.s. (I) terwijl ook het model van McGill en Norman enkele goede kwaliteiten heeft. Het model van McGill en Norman is zo complex dat ze er niet in geslaagd zijn op 'nette' wijze te modelleren. Op modeltechnische gronden zijn de antwoorden dus niet te vertrouwen. Het model van Schultz c.s. heeft de anatomische werkelijkheid zo gesimplificeerd dat het de vraag is of het model wel een goede weergave geeft van de werkelijkheid; met rechte romp is het model echter goed gevalideerd.

Een zeer belangrijke vraag is dus welk complexiteitsniveau optimaal is voor een megamodel. Om een indruk te krijgen van de orde van grootte van de belasting is een weinig complex model misschien wel voldoende. De berekende belasting varieert zeer sterk bij verschillende activiteiten. De op grond van metingen van tussenwervelschijfdruk berekende compressiekracht op de tussenwervelschijf bedraagt 200 N tijdens liggen, 1000 N bij staan en 2800 N bij zwaar tillen (Nachemson, 1966). Een zeer nauwkeurige bepaling van de hoogte van de belasting is dus misschien niet nodig (zie ook par. 4.2). De modellen moeten kwalitatief echter wel een goed beeld geven: de relatieve belasting van de verschillende structuren moet goed weergegeven worden. Het blijft de vraag hoe dat vastgesteld kan worden. Alle megamodellen hebben een aantal nadelen: er is geen gevalideerd spierstuuringscriterium en de positie van de wervels (dus de rek van ligamenten en spieren) wordt niet in een model bepaald, maar in de vorm van veronderstellingen ingevoerd.

De vraag naar het optimale complexiteitsniveau wordt uitgebreider behandeld in par. 4.2.

2.4 MULTI-BODY MODELLEN

De meeste multi-body modellen (behalve Yettram & Jackman) verwaarlozen spieren. Gezien de zeer grote bijdrage die de spieren aan krachten en momenten leveren lijkt dit een zeer groot nadeel.

2.4.1 Yettram en Jackman

Yettram en Jackman (1980, 1982) presenteren een drie-dimensionaal model van de thoracale en lumbale delen van de wervelkolom, inclusief ribben en bekken.

De mate van morfologische detaillering is goed. Aan elke wervel is een deelmasa van de romp toegerekend. Er zijn 8 spieren bilateraal gemodelleerd met 170 rechte werklingslijnen.

Als invoer zijn wervelposities gebruikt (gemeten uit röntgenopnamen). De kinematische aannames en metingen zijn matig. Ons inziens is het grootste probleem dat de stijfheden van de verschillende structuren (tussenwervelschijven, ligamenten) niet nauwkeurig genoeg bekend zijn om voor 18 wervels boven elkaar een goede berekening te maken.

De actieve spieren leveren kracht op basis van de onderlinge verhoudingen van spieroppervlakte. De totale kracht in het systeem is geminimaliseerd (doelfunctie). Met een rechte rug kon een oplossing uitgerekend worden, met een gebogen rug bleek dit niet mogelijk. Dit model levert geen inzicht.

2.4.2 Schultz c.s. (II)

Belytschko et al. (1973) geven een mathematisch model van de wervelkolom en zijn ligamenten. Het wordt voornamelijk toegepast op problemen betreffende scoliose. De geometrische en stijfheidsgegevens zijn gematst om aan de goede stijfheid voor een segment te komen. Het relatieve belang van een aantal structuren: ligamenten en tussenwervelschijven is bepaald. In totaal 14 stijfheidswaarden per

segment: 7 voor de tussenwervelschijf en 7 voor de ligamenten.

Takashima et al. (1979) hebben een vergelijkbaar model met wervels en spieren ontwikkeld. Het bestaat uit 18 rigid bodies (wervels) en 119 lineair elastische veren (ligamenten); het aantal actieve spieren wordt altijd gelijk gekozen aan het aantal evenwichtsvergelijkingen, zodat geen spiersturingscriterium nodig is. Er is op geen enkele wijze gevalideerd. Ook Scholten (1986) geeft een vergelijkbaar model zonder validatie. Dit type modellen levert geen nieuw inzicht op.

Miller et al. (1983) hebben een multi body model gemaakt van een bewegingssegment. De tussenwervelschijf en het facetgewricht worden elk met drie veerconstanten gekarakteriseerd. De veerconstanten zijn gevarieerd en de belasting van tussenwervelschijf en facetgewricht is bepaald. Onder compressie wordt alleen de tussenwervelschijf belast. Onder antero-posteriore schuifspanning en flexie-extensie werden zowel de tussenwervelschijf als facetten belast. Morfologische parameters bleken zeer belangrijk te zijn voor de belastingsverdeling.

Het grootste probleem bij het model van Miller is het afschatten van reële waarden voor de stijfheid van de tussenwervelschijf. De resultaten kunnen hoogstens kwalitatief geïnterpreteerd worden.

2.4.3 Patwardhan

Patwardhan et al. (1982) modelleren het lumbale deel van de wervelkolom met een open loop kinematische keten. De spieren zijn verwaarloosd en de tussenwervelschijf is homogeen, lineair en isotroop genomen. De wervels zijn gemodelleerd als 'rigid bodies', de gewrichten (tussenwervelschijf plus facetgewricht) als 'spherical pair'. De waarden van de stijfheidsmatrix zijn bepaald aan de hand van nauwkeurige metingen aan een wervelkolom met intacte ligamenten. Er zijn in totaal 187 lineaire stijfheidswaarden in het model aanwezig.

De voorspelde respons is sterk afhankelijk van de locatie van de 'spherical pairs' en van de stijfheidsmatrix. De toepassing van het model ligt in parametrische variatie: het uitrekenen van het effect van veranderende stijfheid tussen segmenten.

Het model is gebruikt om bij wervelfusies voorspellingen over bewegingen te doen. Voor dit beperkte doel is het een goed model.

2.4.5 Discussie multi-body modellen

Voor het bepalen van de rek (van spieren en ligamenten) als input voor megamodellen, is een model nodig om de positie van wervels te bepalen onder belasting. Deze rol kunnen multi-body modellen niet vervullen.

Multi body modellen hebben op zijn hoogst een zeer beperkt nut, omdat het zeer moeilijk is alle stijfheidsmatrices te bepalen. Een goed multi body model is dat van Patwardhan.

2.5 CONCLUSIE MACROMODELLEN

1. De beste macro-modellen zijn Schultz (I) en McGill en Norman. Het model van Schultz gebruikt een sterk versimpelde geometrie, de ligamenten zijn zelfs geheel verwaarloosd. De waarde van het model is daarom nog enigszins twijfelachtig in sterk voorovergebogen en gedraaide houdingen van de romp, omdat in deze houdingen de krachten van ligamenten belangrijk kunnen zijn. Het model van McGill en Norman heeft voldoende morfologische detaillering, maar is modeltechnisch zwak. Het is de vraag of het met de huidige stand van kennis mogelijk is om een macromodel te construeren dat voldoende complexiteit bezit om de biologische werkelijkheid te kunnen benaderen en dat toch modeltechnisch oplosbaar is.
2. Er bestaan geen modellen voor het simuleren van langdurig volgehouden statische werkhoudingen.
3. De grootste problemen bij het construeren van een macromodel treden op bij het opstellen van een realistisch spiersturingscriterium en het invoeren van de houding. Modelmatig onderzoek naar spiersturingscriteria (optimalisering) dient daarom gestimuleerd te worden.
4. Een van de essentiële problemen bij het bepalen van de belastbaarheid van de lage rug is dat niet bekend is welke structuur de grootste kans loopt om te bezwijken. Hierdoor wordt de keuze van een doelfunctie in een distributiemodel arbitrair. Een belangrijk onderzoeksdoel is daarom te bepalen welke weef-

sels beschadigd zijn in patienten met acute en chronische rugpijn.

5. Daarnaast is niet bekend onder welke belastingen (zowel het type als de hoogte van de belasting) de diverse structuren bezwijken. Dat probleem moet met behulp van micromodellen onderzocht worden. De waarde van de modellen is daarom nog twijfelachtig in sterk voorovergebogen of gedraaide houdingen van de romp, omdat in deze houdingen krachten van ligamenten belangrijk kunnen zijn.
6. Het valt sterk te betwijfelen of door intra-abdominale druk de belasting op de wervels verminderd wordt. Op grond van simpele berekeningen is geschat dat de vermindering van de belasting op de wervels door intra-abdominale druk maximaal 15% bedraagt. Om hierover harde uitspraken te kunnen doen moet een mathematisch model van de buikholte ontwikkeld worden. In zo'n model moeten de actieve en passieve krachten in buikwand en diafragma opgenomen zijn.
7. Intra-abdominale druk is geen goede maat om de belasting van de rug te kwantificeren.

3. MICROMODELLEN

Met micromodellen kan de gedetailleerde belasting op een klein deel van de rug uitgerekend worden. De meeste modellen beschrijven één bewegingssegment. Enkele modellen beschrijven één tussenwervelschijf of één wervel. Het uiteindelijke doel van micromodellen is het ontwikkelen van inzicht over de vraag onder welke uitwendige belasting schade aan een bewegingssegment ontstaat.

Eerst wordt een korte inleiding gegeven (par. 3.1). De aan micromodellen gestelde eisen worden besproken in par. 3.2. Vervolgens worden de vier categorieën van micromodellen besproken: elastische analytische modellen (par. 3.3), elastische EEM modellen (par. 3.4), visco-elastische EEM modellen (par. 3.5) en visco-elastische analytische modellen (par. 3.6). Het belangrijke probleem van veroudering en degeneratie wordt behandeld in par. 3.7. De conclusies volgen in par. 3.8.

3.1 INLEIDING

Micromodellen kunnen op twee manieren in groepen onderverdeeld worden. De eerste is op grond van wel- of niet-tijdsafhankelijk gedrag van de gemodelleerde structuur, resp. visco-elastisch en elastisch gedrag. De tweede indeling is gebaseerd op de manier van oplossen van de vergelijkingen in het model: analytisch of numeriek. Numerieke modellen maken gebruik van de eindige elementen methode (EEM), analytische modellen doen dit niet.

In appendix 4 is een korte inleiding over visco-elastisch gedrag gegeven. Met elastische modellen kan het verband van een kortdurende belasting op spanning of rek in een structuur berekend worden. Met kortdurend wordt dan een tijdsduur van enkele secondes bedoeld (Burns et al., 1984). Visco-elastische modellen zijn vereist voor het bestuderen van de effecten van langdurige belastingen. Met langdurig wordt een tijdsduur van vele minuten of meer bedoeld. Hierbij kan gedacht worden aan statische arbeidssituaties, zoals het langdurig in onbewegelijke houding verrichten van taken.

In de praktijk worden ook quasi-statische beschouwingen met elastische modellen gedaan. Hiermee kan de belasting zoals die bij bv. tillen optreedt, gesimuleerd worden.

Bij een EEM berekening wordt een ingewikkeld object voor de berekening in een groot aantal elementen verdeeld die elk een eenvoudige vorm en eenvoudige materiaaleigenschappen hebben. Het verband tussen de belasting die op het object aangebracht wordt, en de als gevolg daarvan optredende spanningen en rekken kan dan met de computer relatief simpel berekend worden. Een korte beschrijving van de EEM methode wordt gegeven in appendix 3. In analytische modellen wordt het verband tussen de opgelegde belasting en de als gevolg daarvan optredende spanning en/of rek voor het gehele object analytisch afgeleid. Dit geeft sterke beperkingen aan de toegestane complexiteit van vorm en materiaaleigenschappen.

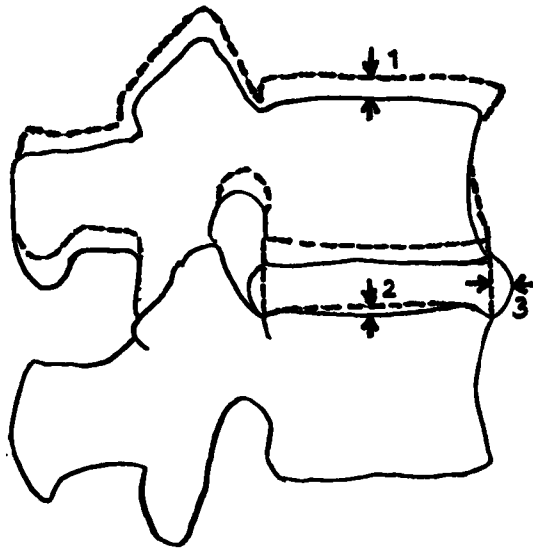


Fig. 3.1 Verplaatsingen van een bewegingssegment onder axiale belasting. De onderbroken lijnen geven de onbelaste toestand, de dikke getrokken lijnen de belaste toestand. Het betreft een gefingeerde belasting, de grootte van alle verplaatsing is willekeurig.

- 1 zakking (verticale verplaatsing van de bovenste wervel)
- 2 axiale uitbolling
- 3 radiale uitbolling

Eerst wordt een globale indruk van de biomechanica van de tussenwervelschijf gegeven (dit is een herhaling uit de inleiding).

Men neemt aan dat de nucleus zich als een niet-samendrukbare vloeistof gedraagt. Het watergehalte bedraagt bij de geboorte 90% (zie voor het verloop van het watergehalte met de leeftijd bv. Koeller et al. 1986). In de nucleus is een hoog gehalte aan proteoglycanen aanwezig. Hierdoor wordt (osmotisch) water aangetrokken. In een vloeistof is de druk in alle richtingen gelijk. Bij compressie van het bewegingssegment ontstaat een overdruk in de nucleus (onder 400 N belasting in de orde van 0.4 MPa (Andersson & Schultz, 1979)). Deze wordt weerstaan door een trekkracht in de wand, i.c. de anulus. Bij de beschrijving van het gedrag van bewegingssegmenten worden de volgende termen gebruikt: **zakking** is de vermindering in hoogte (vnl. van de discus); **radiale uitbolling** is het naar buiten bewegen van de anulus; **axiale uitbolling** is het krommen van de eindplaat (zie Fig. 3.1).

3.2 EISEN AAN MODELLEN

3.2.1 Differentiërende zwakheden

Modellen kunnen onderverdeeld worden in twee typen: structurele modellen en fenomenologische modellen. Structurele modellen trachten fysisch te verklaren welke processen binnen een materiaal plaatsvinden. De mechanische eigenschappen van componenten van een materiaal kunnen apart bepaald worden en pathologische veranderingen kunnen bestudeerd worden. Fenomenologische modellen beschrijven het systeem als een black box. Hierbij is alleen de beschrijving van het gedrag van belang, niet de fysische mechanismen waardoor dit gedrag veroorzaakt wordt. Structurele modellen kunnen meer inzicht leveren dan fenomenologische; de eerstgenoemde en zijn daarom te prefereren.

3.2.1.1 Elastisch versus visco-elastisch gedrag

Met elastische modellen kan kortdurende belasting gemodelleerd worden, met visco-elastische modellen langdurige belasting. De grens tussen langdurig en kortdu-

rend is arbitrair. Het belangrijkste criterium voor de keuze welk type model gekozen moet worden, is het belang van visco-elastische fenomenen als kruip en spanningsrelaxatie dat in vivo optreedt bij het gedrag van de te bestuderen structuur.

3.2.1.2 Complexiteit

Ook bij micromodellen is een belangrijke vraag wat het optimale complexiteitsniveau voor een model is (vgl. par. 2.2.1.3). Een model moet in ieder geval complex genoeg zijn om de klinisch interessante beelden althans in potentie te kunnen berekenen. Een laag complexiteitsniveau treedt op bij de analytische modellen en bij veel rotatie-symmetrische EEM modellen. Met analytische modellen kunnen klinisch interessante fenomenen bestudeerd worden. Radiale uitbolling bijvoorbeeld kan afknelling van een nabijgelegen zenuw veroorzaken. De axiale uitbolling bepaalt de rek (vervorming) van het spongieuze been van het wervellichaam. Indien de verplaatsing van de eindplaat te groot is, dan breekt de eindplaat. Ook voor het moment van breuk zou al pijn kunnen optreden, bv. door het breken van beenbalkjes in het spongieuze been direct onder de eindplaat. Experimenteel is vastgesteld dat breuk van de eindplaat inderdaad optreedt bij hoge compressiebelasting. Dit kan in verband gebracht worden met het optreden van zogenaamde Schmorlse Knötchen.

Onder de complexiteit van een EEM model wordt hier verstaan het aantal materiaaltypen, de grootte en het aantal van de elementen, het type elementen en de rekenmethoden. Rotatie-symmetrische EEM modellen kunnen nuttig zijn om parametervariatie (gevoeligheidsanalyse) uit te voeren (bv. Spilker, 1980). Voor het gedetailleerd berekenen van belasting schieten ze echter tekort. Het voordeel van analytische modellen is dat ze conceptueel simpel zijn en inzicht vergrotend kunnen werken. Het nadeel is dat de exacte vorm en de materiaaleigenschappen niet gemodelleerd kunnen worden. Tevens is het moeilijk om complexe belastingsvormen op te leggen.

Een hoog complexiteitsniveau treedt op bij drie dimensionale EEM modellen. Met EEM modellen kunnen zeer complexe geometrieën, materiaaleigenschappen en belastingspatronen gemodelleerd worden. Numerieke modellen zijn conceptueel echter erg moeilijk. Een hoog niveau biedt de mogelijkheid om ook subtiele effec-

ten te modelleren. Het is echter erg moeilijk om alle invoergegevens nauwkeurig te bepalen. Het aantal parameters in een model kan sterk variëren: van slechts vier in een twee-dimensionaal model (Spilker et al., 1984) tot 22 in een drie-dimensionaal model (Ueno & Liu, 1987).

Het belangrijkste doel van analytische modellen is het vergroten van inzicht in de globale mechanische werking van een bewegingssegment. Twee-dimensionale EEM modellen zijn geschikt voor gevoeligheidsanalyses. Het voorspellen van exacte spanningen of rekken moet met een drie-dimensionaal EEM model gebeuren.

3.2.1.3 Validatie

Als in een model veel parameters aanwezig zijn, is het al snel mogelijk door manipulatie van parameterwaarden gemeten en berekende bewegingen op elkaar laten lijken. In het ideale geval moeten daarom voor de validatie van modellen zeer veel verschillende typen metingen gedaan moeten worden:

verplaatsing, druk, rek, uitbolling. Deze moeten dan alle met één set materiaalparameters gesimuleerd worden.

Meestal echter geschiedt de validatie van een model alleen met gemeten bewegingen van bewegingssegmenten. Deze keuze wordt gemaakt omdat hiervan zeer veel metingen gedaan zijn (oa Panjabi et al., 1977; Berkson et al., 1979; Markolf & Morris, 1974). Er zijn echter ook metingen van andere grootheden gedaan. Horst & Brinckmann (1981) hebben de verdeling van de spanning over de eindplaat gemeten, Shah et al. (1976, 1978) de rekverdeling over een wervel. De kinematica van het intervertebrale foramen is bepaald door Panjabi et al. (1983). De druk in de nucleus en soms de anulus is bepaald door: Nachemson (1960), Bortolussi et al. (1979), Sonnerup (1972), Ranu et al. (1979), Nachemson & Elfström (1970) en Ranu (1985). De rek van anulusvezels is bepaald door Stokes & Greenapple (1985), de uitbolling van de anulus door Reuber et al. (1982). (Deze opsomming geeft de meeste, belangrijke metingen, maar is zeker geen compleet overzicht.)

Fotoelastische analyse (bv Shah et al., 1976) is niet geschikt voor onderzoek aan wervels, omdat deze methode (impliciet) uitgaat van geheel homogeen, isotroop, lineair elastisch materiaal.

Bij de evaluatie van EEM modellen zijn de volgende criteria gebruikt.

1. Keuze van het materiaalgedrag: isotroop, orthotroop, vezelversterkt; lineair, alineaair. Vooral voor de anulus is de keuze van isotrope materiaaleigenschappen heel slecht, omdat o.i. het 'wezen' van de anulus bestaat uit lagen van gerichte vezels ingebed in niet-samendrukbare grondsubstantie. De radiale component van de druk in de nucleus kan alleen weerstaan worden door een trekkracht in de vezels van de anulus. De bijdrage van de grondsubstantie van de anulus aan de radiale kracht is te verwaarlozen, omdat de elasticiteitsmodulus van de grondsubstantie 200x lager is dan van de vezels (Shirazi-Adl et al., 1986)). Deze trekkracht ontstaat door het naar buiten uitbollen van de anulus. Bij vezelversterkte modellen kan vergrote intra-discale druk zowel door een afnemende kromtestraal van de vezels als door toenemende vezelrek opgevangen worden. Drukkracht op de nucleus leidt dus tot trek in de (vezels van de) anulus. De radiale uitbolling bepaalt tesamen met de hoogte van de tussenwervelschijf de verlenging van de anulusvezels.
2. De manier waarop de hydrostatische druk in de nucleus in het model gebracht is. Er zijn drie manieren:
 - 1 initieel op nul stellen, dit is identiek aan het verwaarlozen van de voordruk.
 - 2 stellen $p_{\text{nucleus}} = 1.5 p_{\text{belasting}}$ (empirische formule van Nachemson (1960)) en
 - 3 echt uitrekenen.

Het is zeer belangrijk om de druk in de nucleus goed te kennen omdat een zeer groot deel van de totale compressiebelasting door de nucleus wordt doorgeleid. Zowel rek en uitbolling van de anulus en de uitbolling van de eindplaat zijn afhankelijk van de grootte van de druk in de nucleus.

3.2.2 Gemeenschappelijke zwakheden

3.2.2.1 Druk in de nucleus

Algemeen wordt aangenomen dat de nucleus uit één compartiment bestaat, waarin een homogene druk heerst. Er zijn echter duidelijke aanwijzingen dat dit niet het geval is.

Ranu (1985) heeft in vitro intra-discal drukken gemeten in een tussenwervelschijf met weinig degeneratie (groep II volgens Galante). De druk is op twee plaatsen in de nucleus gemeten. Er was een factor 1.32 verschil over een range van 0 tot 0.67 MPa (Fig. 3.2). Door onduidelijkheid in de beschrijving van de meetprocedure zijn de overige resultaten nauwelijks te interpreteren. De conclusie van deze proef moet luiden dat de nucleus niet beschouwd kan worden als één compartiment waarin een hydrostatische druk heerst.

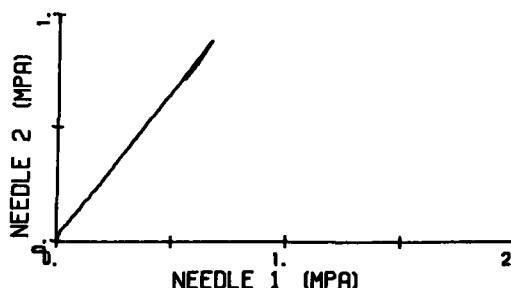


Fig. 3.2 Druk in de nucleus gemeten met twee naalden (N1 en N2). De compressiekracht is eerst opgevoerd, daarna weer iets vellaagd. (Uit: Ranu, 1985)

Als de nucleus inderdaad niet als één compartiment met hydrostatische (of-dynamische) druk op te vatten is heeft dat zeer grote implicaties. Ten eerste worden de interpretatie van drukmetingen met één naald (volgens Nachemson, 1960) dubieus, omdat 'de' druk van de nucleus dan niet bestaat. Ten tweede gebruiken de elastische EEM modellen dan een foute voorstelling van de nucleus, wat ook deze modellen enigszins dubieus maakt.

Gedegeneerde nuclei worden vaak gemodelleerd door een 'lege' ruimte of door aan te nemen dat de hydrostatische druk een percentage is van de druk in de intacte nucleus. Gezien het grote belang van de manier van doorgeleiding op de spanningsverdeling in het hele bewegingssegment is deze manier van modellering te sterk versimpeld.

3.2.2.2 Opgelegde belasting

Het belangrijkste probleem bij het werken met micromodellen is welke inputbelastingen gebruikt moeten worden. Met een gegeven inputbelasting kunnen veel belangrijke grootheden uitgerekend worden: rekken, spanningen en drukken in alle gemodelleerde structuren. Het opleggen van een realistische belasting is tot nu toe bij geen van de modellen gebeurd. De reden hiervoor is dat niet bekend is met welke belasting een bewegingssegment in vivo belast wordt. In het ideale geval zouden deze belastingen met een goed macromodel uitgerekend moeten zijn.

3.2.2.3 Spieren

De krachten die uitgeoefend worden door spieren en pezen die op de wervels aanhechten, zijn verwaarloosd. In hoofdstuk 2 is echter aangetoond dat spieren een zeer groot deel van het moment leveren. Het belang van spieren kan aangetoond worden aan de hand van berekeningen van McGill (1986), zie echter ook par. 2.3.4.3 voor bedenkingen tegen het model van McGill en Norman. McGill heeft de belasting op de tussenwervelschijf L4-L5 uitgerekend. Op het bewegingssegment L4-L5 hecht de sacrospinalis L4 aan (Fig. 3.3). Deze sacrospinalis L4 leverde 12%

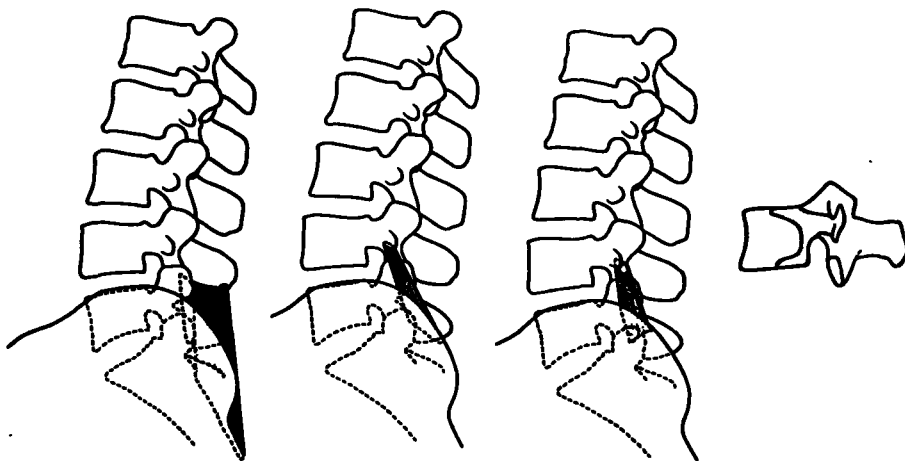


Fig. 3.3 Aanhechting van enkele spieren op de wervel L4. Bij contractie van deze spieren zal de wervel zeer lokaal belast worden. (Uit: Gracovetsky, 1988)

Tabel 3.1. Gebruikte parameterwaarden in de verschillende modellen.

ref.	wervellichaam			ref.	anulus	nucleus
	spongiosus bot	corticaal bot				
	E (MPa)	ν ()	E (MPa)	ν ()		
1.	324	0.4	324	0.4	1.	$\mu=0.495$
2.	324	0.36	15800	0.36	2.	E=10 MPa $\mu=0.45$
3.	100	0.2	12000	0.3	3.	$E_{matrix}=4.2$ MPa $\mu=0.45$ $E_{vez}=1$ GPa
4.	100	0.2	12000	0.3	4.	$E_{matrix}=4.2$ MPa $\mu=0.45$ $E_{vez}=1$ GPa
5.	24	0.25	241	0.25	5.	E=0.46 MPa (2 fasen)
6.	736	0.25	15800	0.25	6.	hydrostatisch
7.	1336000 (??)		1336000 (??)		7.	$E_{vez}=334$ MPa
8.	56000-400000		56000-400000		8.	E=14-100 MPa $\mu=0.4$
9.	736	0.25	15800	0.25	9.	orthotroop (sonnerup) eindplaat E=23.8 MPa $\mu=0.4$
10.	280	0.25	62100	0.25	10.	
11.	345	0.2	11000	0.25	11.	E=92 MPa $\mu=0.42$ eindplaat E=12.5 GPa $\mu=0.28$ facet E=11 GPa $\mu=0.25$ processus E=12.5 GPa $\mu=0.28$
12.	2400	0.2	11000	0.25	12.	niet gemodelleerd
13.	22400-760	0.2-0.14	11000-8600	0.24-0.28	13.	axiale stijfheid 1.4 kN/mm afschuifstijfheid 700 N/mm torsiestijfheid 280-350 N/mm/rad 14. E=0.016-0.16 MPa 15. 16. E_j vlg. Sonnerup 17. $E_1=4.13$ MPa $E_2=3.65$ MPa
14.	15800		15800		14.	hydrostatisch
15.	472-2139		472-2139		15.	hydrostatisch $\mu=1.6\mu_{bel}$
16.	324	0.25	324	0.25	16.	weggelaten

Referenties: 1-Liu & Ray (1978); 2-Kurowski & Kubo (1986); 3-Shirazi-Adl et al. (1984); 4- Shirazi-Adl et al. (1986); 5- Simon et al. (1985); 6- Kulak (1976); 7- Spilker et al. (1986); 8- Spilker et al. (1984); 9- Belytschko et al. (1974); 10- Furlong & Palazotto (1983); 11- Yang & King (1984); 12- Balasubramanian et al. (1979); 13- Hakim & King (1979). 14- Spilker (1980); 15- Lin et al. (1978); 16- Liu et al. (1975); 17- Wu & Yao (1976).

Tabel 3.2

Gevoeligheidsanalyse			z en l zijn hoogte richtingen	
			r	radiaal
			t	tangentieel
ref. type belasting	parameter vern. factor	belast. factor		
1 axiale compressie	annulus $G_{LT} \times 4$	compliantie $\times 2$		
	annulus $\nu_{LT} 0.05 \rightarrow 0.4$	compl. minim. verand.		
2 axiale compressie	annulus $E_z \times 1.2$	zakking $\times 1.1$		
	$G_{xz} \times 1.2$	zakking $\times 1.1$		
	$G_{yz} \times 1.2$	zakking $\times 1.1$		
	$G_{xy}, \nu_x, \nu_y, \nu_z$	zakking min. verand.		
3 afschuifbelasting	$G_{xz}, G_{xy} \times 1.1$	afschuifverpl. $\times 1.1$		
	$E_z \times 1.1$	" $\times 1.05$		
	ν_x, ν_y, E_x, E_y	" min. verand.		
4	$E_2 2.38 \rightarrow 9.24 \text{ MPa}$	rotatie (koppel) $\times 0.29$		
	(loodrecht op	uitwijking(schuif) $\times 0.38$		
	vezels)	" (moment) $\times 0.38$		
		rad. uitbolling $\times 0.63$		
5 axiale compressie nucleus $p_0: 0 \rightarrow 0.4 \text{ MPa}$		vert. verpl. $\times 0.48$		
		verticale uitw. $\times 0.5$		

Referenties: 1- Belytschko et al. (1974); 2- Lin et al. (1978); 3- Liu et al. (1975); 4- Spilker et al. (1986); 5- Kulak et al. (1976).

van de totale compressiekracht op de tussenwervelschijf en 71% van de schuifkracht. Voor een goede berekening van rekken en spanningen mag de aanhechting van deze spier op de wervel dus eigenlijk niet verwaarloosd worden. In alle micromodellen gebeurt dit echter wel.

3.2.2.4 Keuze van waarden voor materiaalparameters

Om met een EEM model berekeningen te kunnen doen, moet de numerieke waarde van de materiaalparameters bekend zijn. De waarden van materiaalparameters van biologische weefsels vertonen een grote spreiding. De materiaalconstanten die in de verschillende modellen gebruikt worden, verschillen soms sterk van elkaar: Simon et al. (1985a) gebruikten $E=24$ MPa voor spongieus en $E=241$ MPa voor compact bot; Kurowski & Kubo (1986) $E=324$ MPa voor spongieus en $E=15800$ MPa voor compact bot. Spilker et al. (1986) lijken zelfs de extreem hoge waarde van $E=1336$ GPa voor bot te gebruiken. Zie tabel 3.1 voor een overzicht.

Verschillen in de keuze van de waarde van parameters leiden tot verschillende resultaten. De gevoeligheid van enkele materiaaleigenschappen op de uitgerekende verplaatsing of compliantie is gegeven in tabel 3.2. Samenvattend: de Poissonconstanten van de anulus zijn niet belangrijk, de andere parameters wel, in wisselende mate voor de verschillende belastingen. Een probleem bij de interpretatie van de resultaten is dat vezelversterkte en gewoon orthotrope modellen resultaten opleveren die niet direct vergelijkbaar zijn, omdat in beide typen verschillende materiaalparameters aanwezig zijn.

3.3 ELASTISCHE ANALYTISCHE MODELLEN

Elastische analytische modellen zijn alleen van de tussenwervelschijf bekend.

Met de analytische modellen kunnen verbanden tussen vezelhoek, radiale uitbuijing van de anulus vezels, axiale uitbuijing van de eindplaten en vezelrek worden uitgerekend. Validatie van de modellen kan plaatsvinden met metingen van boltingen of van rek van de vezels in de anulus. De relatieve radiale en axiale uitbuijing van de tussenwervelschijf zijn bepaald door Brinckmann et al. (1983) en

Koeller et al. (1984a). Rek van de vezels in de annulus is bepaald door Stokes & Greenapple (1985).

Enkele simpele analytische modellen zullen eerst zeer summier de revue passeren. Het model van Hickey en Hukins wordt iets uitgebreider besproken, het model van Broberg en von Essen gedetailleerd besproken. Alle modellen zijn rotatiesymmetrisch, tenzij anders vermeld.

3.3.1 Simpele modellen

Sonnerup (1972) verwaarloosde de vezelbijdrage van de annulus en schreef ook de belasting niet goed voor. Schreiner (1983) en Gracovetsky en Farfan (1986) geven simpele modellen waarin de diameter van de eindplaat kon veranderen en geen radiale uitbolling optrad (Fig. 3.4). Al deze modellen leveren geen inzicht.

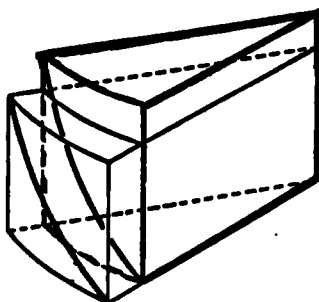


Fig. 3.4 · Voorbeeld van een simpel model van de tussenwervelschijf zonder radiale uitbolling, maar met verandering van de diameter van de eindplaat.

Dikke lijn: onbelaste toestand.

Dunne lijn: toestand na compressiebelasting.

(Naar: Schreiner, 1983)

Hickey en Hukins (1980) beschrijven een model zonder radiale of axiale uitbolling. Experimenteel is aangetoond dat er wel uitbolling plaatsvindt (Brinckmann et al., 1983; Koeller et al., 1984a). In het model trad bij kortdurende belasting een volumefname van ongeveer 5% op. Bij kortdurende belasting (secondes en minder) treedt echter nauwelijks vloeistof verlies op (zie bv Simon et al., 1985a). De aan-

names van dit model staan zover van de werkelijkheid af, dat het model geen inzicht oplevert. Het vervolg hierop (Klein et al., 1983) neemt wel radiale uitbolling in beschouwing (Fig. 3.5). Alleen de buitenste vezellaag werd in de beschouwingen betrokken. De nucleus plus de overige vezellagen werden als één compartiment met een hydrostatische druk beschouwd. Er is geen evenwicht van krachten opgelegd. De krachten die door de binnenste vezellagen worden geleverd worden verwaarloosd. Ook dit model levert geen inzicht.

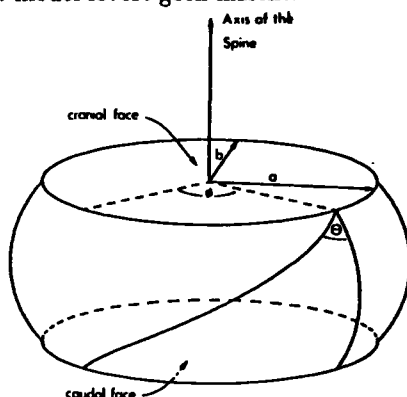


Fig. 3.5 Het model van Hickey en Hukins. (Uit: Klein et al., 1983)

De resultaten stemden niet overeen met metingen van Sonnerup (1972) en evenmin met Stokes & Greenapple (1985). Gezien de sterke twijfel aan de juistheid van de berekeningen worden de resultaten verder niet besproken.

3.3.2 Broberg en von Essen

Broberg & von Essen (1980) hebben de nucleus gemodelleerd als een onsamen-drukbare vloeistof en de anulus door 11 vezellagen met afwisselende vezelrichting (Fig. 3.6). De ruimtes tussen de vezellagen zijn gevuld met onsamen-drukbare vloeistof. De drukken in de vloeistofcompartimenten, de vezelrek en de radiale uitbolling van de anulus worden berekend afhankelijk van vezelhoek, lengte-kracht diagram van vezels en initiële uitbolling. De stijfheid van de vezels van de anulus was perifeer groter gekozen dan centraal, zoals gemeten door Galante (1967). De uitbolling van de eindplaat is verwaarloosd. Met dit model is alleen axiale compressie gesimuleerd.

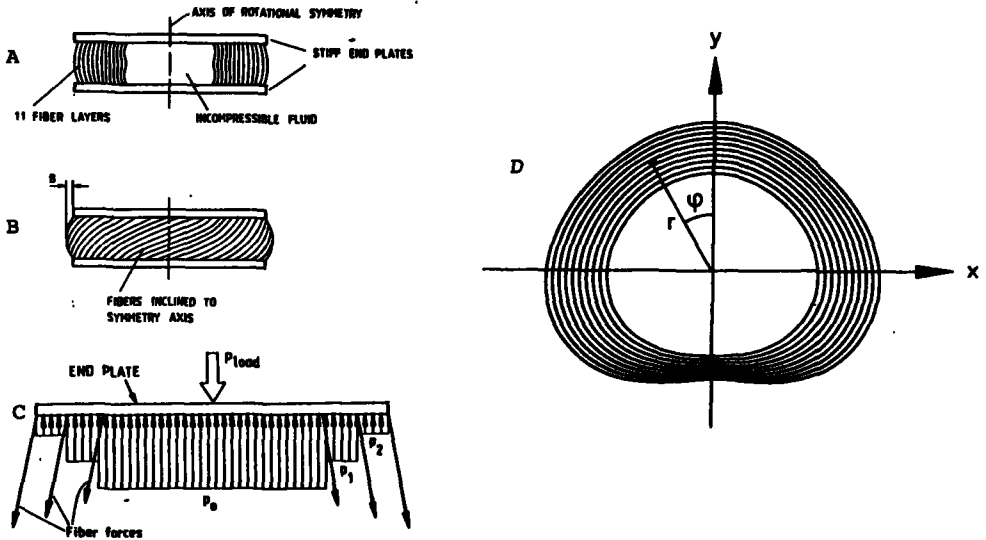


Fig. 3.6 Het model van Broberg & von Essen.

A Sagittale doorsnede door het rotatie-symmetrische model (Broberg & von Essen, 1980).

B Buitenaanzicht van het model: B is de radiale uitbolling.

C Schematische weergave van het krachtenevenwicht in de tussenwervelschijf. Voor de eenvoud zijn slechts drie vezellagen weergegeven.

D Dwarsdoorsnede door het geometrische complexere model (Broberg, 1983). (A-C: uit: Broberg & von Essen, 1980; D: uit: Broberg, 1983)

Elk van de vezellagen weerstond een deel van de radiale kracht (Fig. 3.6c). Hierdoor nam de druk in de anulus naar perifeer toe af. Op grond van parametervariatie bleek dat de verdeling van de vezelrek over de verschillende lagen zeer kritisch afhankelijk was van de initiële geometrie van de vezels. Deze geometrie is voor oppervlakkige vezels wel te bepalen, voor dieper gelegen vezellagen echter niet.

In het vervolg (Broberg, 1983) is de vorm van de tussenwervelschijf veel beter gemodelleerd (boonvormig, Fig. 3.6d) en zijn ook de andere belastingen gesimuleerd.

De stijfheid van de tussenwervelschijf nam alineaair toe met toenemende belasting. Dit werd gedeeltelijk veroorzaakt door geometrische effecten: hoekverandering van de vezels. Daarnaast was ook het verband tussen lengte en spanning van de vezels zelf alineaair gekozen. Op grond van deze alineariteit kan besloten worden, dat experimentele metingen zonder een axiale voorbelasting de fysiologische werkelijkheid slecht weergeven. Panjabi et al. (1977) kwamen tot eenzelfde conclusie op grond van metingen.

Binnen de limiet van fysiologische rotatie en buiging kon een tussenwervelschijf gedurende een tilbeweging (bv 25 kg) slechts 10% van het moment ten opzichte van de tussenwervelschijf weerstaan (10 Nm van de 100 Nm belasting). De rest moet dus elders weerstaan worden: voornamelijk spieren, maar ook ligamenten en facetgewrichten (zie ook par. 2.2.1.2). De vezelrek kon oplopen tot 10% bij hoge belastingen. Binnen fysiologische limieten van belasting leken buiging, afschuiving en axiale rotatie geen gevaar voor vezelbreuk op te leveren, behalve in combinatie met een hoge axiale belasting.

Stokes & Greenapple (1985) hebben de rek in de oppervlakkige vezellaag nauwkeurig gemeten. De vezelrek was 3% bij een axiale belasting van 2500 N. Dit wijkt sterk af van de door Broberg berekende waarde van 10% rek bij een axiale belasting van 3000 N. De geringe axiale uitwijking in Brobergs model zou, althans gedeeltelijk, de oorzaak kunnen zijn van deze afwijking.

Om af te schatten hoe belangrijk de axiale uitbolling is, is niet de uitwijking in mm maatgevend, maar de inhoud van de axiale uitbolling relatief tot de inhoud van de radiale uitbolling. Uit gegevens van Broberg blijkt dat de geschatte verhouding tussen het volume van de (2) axiale uitbollingen en de radiale uitbolling 0.05 bedroeg. Volgens de metingen van Brinckmann et al. (1983) echter varieerde deze tussen 1 en 4. Volgens Klein et al. (1983) was de verhouding ongeveer 1 bij konijn en hond. (Zelf noemden ze het volume in de axiale uitbolling 'volumeafname', zie ook vorige blz.). Alle volumeberekeningen gaan uit van een cirkelvormige dwarsdoorsnede, ipv de in werkelijkheid aanwezige boonvormige. De fout die dit veroorzaakt is naar schatting 10%.

Door axiale uitbolling is het mogelijk dat de (buitenste) vezels een kleinere kromtestraal krijgen dan zonder axiale uitbolling. Dit komt omdat de vergroting van het volume in de radiale uitbolling dan kleiner kan blijven.

Het model van Broberg en von Essen is een simpel en structureel model, dat het inzicht van de werking van de tussenwervelschijf sterk verhoogt.

3.4 ELASTISCHE EEM MODELLEN

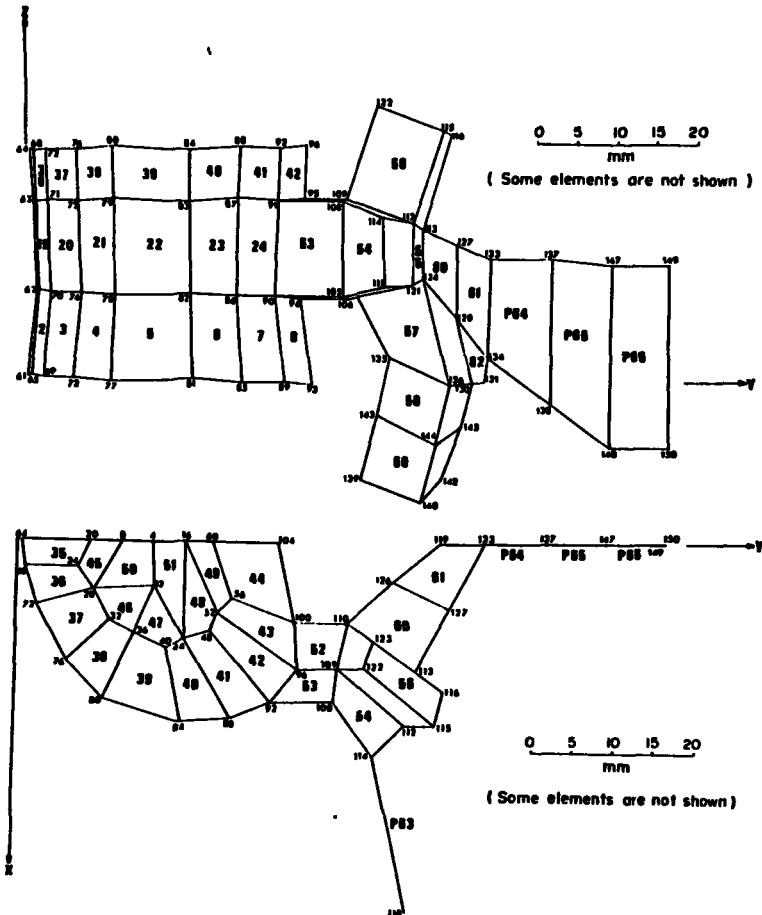


Fig. 3.7 Voorbeeld van een EEM model van een wervel.

A Zijaanzicht, slechts de linkerhelft is weergegeven, het model spiegel-symmetrisch.

B Bovenaanzicht.

(Uit: Hakim & King, 1979)

EEM modellen beschrijven één bewegingssegment of slechts een deel ervan (wervel of tussenwervelschijf). Modellen van één wervel worden slechts kort genoemd, modellen van een bewegingssegment worden uitgebreider besproken.

Modellen van één wervel bieden geen voordelen, maar wel nadelen boven een model van een bewegingssegment. Het grootste probleem bij het gebruik van deze wervelmodellen (b.v. Hakim & King, 1979, zie Fig. 3.7) is het opleggen van de kracht of de beweging op de eindplaten. Bewegingssegment modellen hebben die problemen veel minder omdat in het midden van de wervel (het dunste deel) de axiale verplaatsing over de hele dwarsdoorsnede constant is (uit symmetrie overwegingen moet het middenvlak tijdens vervorming vlak blijven).

Binnen de EEM modellen van een bewegingssegment kunnen twee groepen onderscheiden worden: drie-dimensionale modellen en twee-dimensionale of rotatie-symmetrische modellen. Bij de drie-dimensionale modellen wordt de geometrie zeer zorgvuldig gemodelleerd. De belangrijke modellen zijn Shirazi-Adl c.s.; en Ueno en Liu. Bij twee-dimensionale modellen is de geometrie meer benaderd. De wervelboog plus de facetgewrichten zijn verwaarloosd. De meeste twee-dimensionale modellen zijn voornamelijk geschikt voor parametervariatie en zullen verder niet besproken worden. Wel besproken wordt het mengselmodel van Simon. Dit biedt de mogelijkheid om visco-elastische fenomenen te modelleren met elastische materiaaleigenschappen.

3.4.1 Twee-dimensionale EEM modellen

Bij twee-dimensionale modellen wordt de wervelboog weggelaten (en rotatie-symmetrie aangenomen). Krachtdoorleiding door de facetgewrichten wordt dus verwaarloosd. Deze modellering is vooral geschikt voor parametervariatie. Een voorbeeld hiervan is het model van Spilker (Spilker, 1980; Spilker et al., 1984, 1986) (Fig. 3.8). Voor het uitrekenen van numerieke waarden van de optredende spanningen, rekken en/of verplaatsingen is de methode minder geschikt. Zeker bij extensie en rotatie dragen de facetgewrichten een groot deel van de belasting. Metingen hebben aangetoond dat ook bij axiale centrale belasting 10-25% van de

belasting via de facetgewrichten wordt overgebracht; bij flexie is de facetbelasting gering, bij extensie en rotatie zeer belangrijk (oa. Hakim & King, 1979; Yang & King, 1984)).

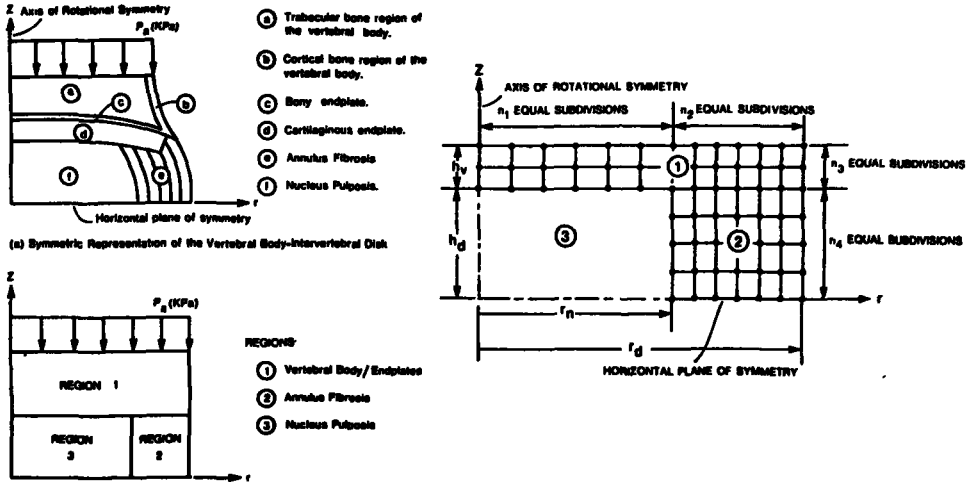


Fig. 3.8 Voorbeeld van een rotatie-symmetrisch model van een bewegingssegment.

A Actuele geometrie van een bewegingssegment (al sterk versimpeld).

B Representatie in het model.

C Elementenverdeling.

(Uit: Spilker, 1980)

Kurowski & Kubo (1986) berekenen met een isotroop EEM model van een wervellichaam de effectieve (Huber- von Mises) spanning onder axiale belasting. De kracht wordt bij gedegenereerde disci voornamelijk door de rand van de eindplaat doorgeleid; het artikel van Horst & Brinckmann (1981), de enige gepubliceerde meting van spanning op de eindplaat wordt echter niet aangehaald.

Het bepalen van de variabiliteit in materiaaleigenschappen bij verschillende bewegingssegmenten door het matchen van gemeten en met EEM berekend verband tussen belasting en rek, zoals gedaan door Lin et al. (1978), is wel een mager doel. Dit geldt zeker als de berekening plaatsvindt op basis van één type belasting, om-

dat de berekende materiaaleigenschappen dan weinig met de echte te maken hoeven te hebben. Bij een berekening waarbij met een set materiaaleigenschappen de gemeten rek onder veel (van de zes: drie krachten en drie momenten) typen belasting gematched is, zijn de waarden al veel betrouwbaarder. Ook dan lijkt de methode ons niet ideaal. Als je in de variabiliteit in materiaaleigenschappen geïnteresseerd bent, kan je die o.i. beter met een meer directe methode meten en dus niet via de omweg van een bewegingssegment model.

3.4.2 Shirazi-Adl c.s.

3.4.2.1 Model

Het meest complete elastische model van een bewegingssegment wordt gegeven door Shirazi-Adl et al. (1984, 1986, 1987). De geometrie van de wervels is goed beschreven. Het is een niet-lineair, drie-dimensionaal model met vezelversterkte anulus (Fig. 3.9). Het model bevat ligamenten en facetgewrichten. Er zijn alleen (quasi) statische belastingen beschouwd.

3.4.2.2 Resultaten

Volgens de berekeningen zijn inter- en supra-spinale ligamenten kwetsbaar voor overstrekking in flexie. Anatomische waarnemingen hebben geleerd dat breuken daar inderdaad algemeen voorkomen (Rissanen, 1960). Onder een torsie moment van 60 N.m was de maximale tensie rek in de radiale richting in het grondmateriaal van de anulus zo groot dat scheuren in de omtrek kunnen ontstaan, zelfs bij niet gedegenerende nucleus.

Onder grote momenten in het sagittale vlak vervormden de wervels, vooral de wervelbogen. De krachtdoorleiding via de facetgewrichten was sterk afhankelijk van hun geometrie. Tijdens zware belasting in flexie, zoals tijdens zwaar tillen, weerstonden de facetten grote krachten. Deze zijn waarschijnlijk de oorzaak van schade aan en degeneratie van de facetgewrichten.

3.4.2.3 Validatie

Horst & Brinckmann (1981) hebben de compressiekracht op de eindplaten gemeten op de overgang tussen kraakbeen en been. Hoewel de gebruikte

drukopnemers groot zijn (diameter 6 mm) en de metingen dus zeer grof, zijn dit de enige beschikbare metingen. Afgezien van de buitenste 1-2 mm (waar niet gemeten kon worden), bleek deze voor axiale en buigingsbelasting van niet

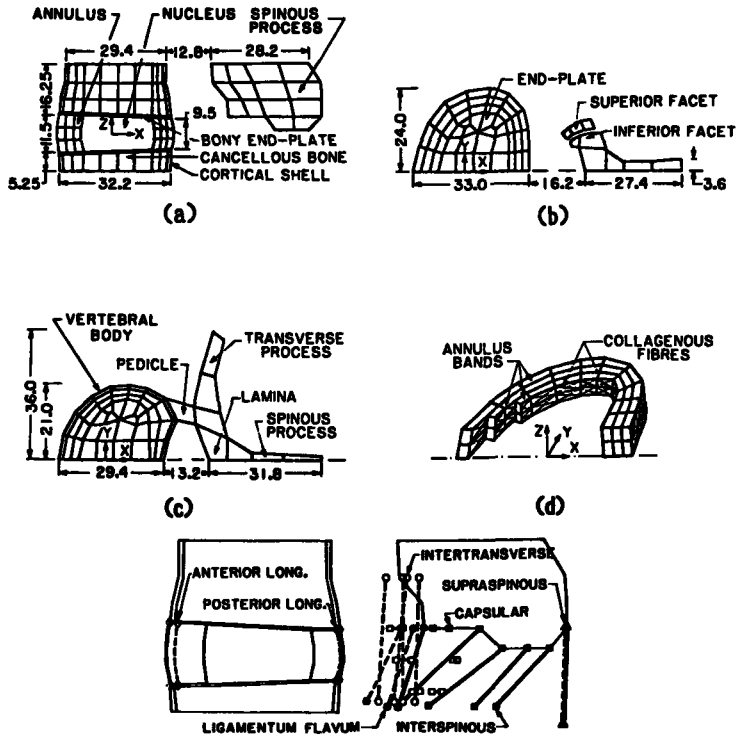


Fig. 3.9 Elementenverdeling in het model van Shirazi-Adl. Alle maten zijn in mm.

A sagittale doorsnede

B transversale doorsnede door de superieure eindplaat.

C transversale doorsnede op $z=15$ mm.

D Aanzicht op de anuluslagen met de richting van de vezels.

E Ligamenteuze structuur van het model (de wervel is sagittaal doorgesneden, alle ligamenten zijn aangegeven).

(Uit: Shirazi-Adl et al., 1986a)

gedegenereerde (groep I volgens Galante, 1967) disci uniform over de eindplaat verdeeld (zie Fig. 3.10). De belastingen onder nucleus en anulus waren dus gelijk. Voor gedegenereerde disci (groep IV) was bij compressiebelasting een uniforme verdeling, bij buiging een sterk asymmetrische. Shirazi-Adl et al. (1984) berekenen onder axiale belasting voor niet gedegenereerde disci wel een vrij vlakke spanningsverdeling, voor gedegenereerde disci niet: de centrale spanning is ongeveer een factor 10 lager dan de perifere spanning [zelf denken ze daar anders over]. Het is wel zo dat Horst & Brinckmann de spanning op de overgang kraakbeen-bot bepaald hebben, en Shirazi-Adl op de overgang tussen compact en spongieus bot.

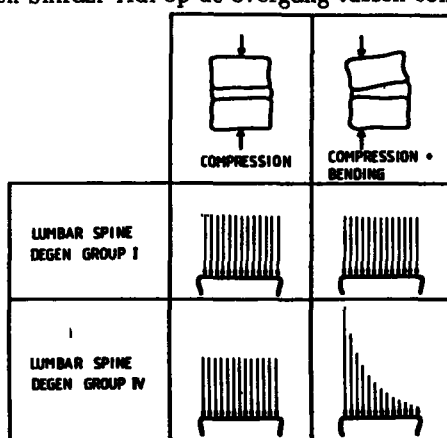


Fig. 3.10 Experimenteel bepaalde verdeling van de spanning onder de eindplaat. (Uit: Horst & Brinckmann, 1981).

3.4.2.4 Conclusie

Het model van Shirazi-Adl c.s. lijkt goed genoeg om de interessante problemen door te rekenen, zij het alleen elastisch. De modellering van de nucleus zal verbeterd moeten worden. Het model is niet in staat de effecten van degeneratie te bestuderen.

3.4.3 Ueno en Liu

3.4.3.1 Model

Ueno & Liu (1987) geven een elastisch model van een bewegingssegment (Fig. 3.11). Het model vertoont grote overeenkomst met het model van Shirazi-Adl

c.s.. De geometrie van de wervels is goed beschreven. Het is een drie-dimensionaal model met vezelversterkte anulus. Geometrische alineariteiten zijn in beschouwing genomen. Alle materiaaleigenschappen zijn lineair genomen. Er was belast met een combinatie van 400 N compressie en 13,2 Nm torsie.

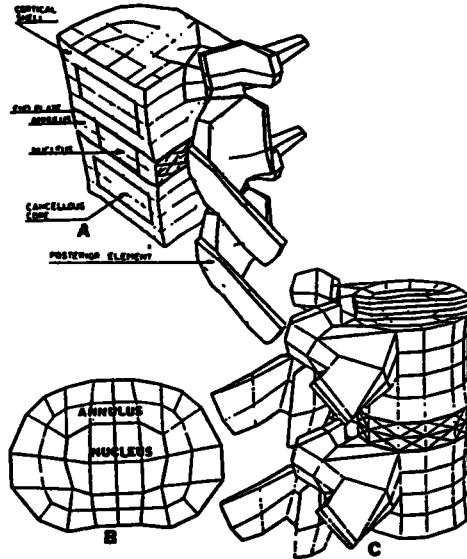


Fig. 3.11 Model van Ueno en Liu. De ligamenten zijn niet aangegeven in de figuur.

A De rechter helft van het model.

B Dwarsdoorsnede door de tussenwervelschijf.

C Aanzicht van het gehele model.

(Uit: Ueno & Liu, 1987)

3.4.3.2 Resultaten

De facetten weerstaan 10–40% van het moment, de ligamenten slechts een verwaarloosbaar klein deel.

Het is sterk de vraag of de numerieke resultaten wel juist zijn. De hoogte van de druk in de nucleus is 2 MPa, dit levert een kracht van ongeveer 2 kN. De axiale belasting is slechts 400 N. Daarnaast is er een duidelijke drukgradient in de nucleus aanwezig. Dit is onmogelijk in een statische toestand: de nucleus was als een niet-samendrukbare vloeistof gemodelleerd.

3.4.3.3 Validatie

De berekende rotatiestijfheid is vergeleken met gemeten rotatiestijfheden. Over het algemeen kwamen deze redelijk overeen. Dit is nauwelijks een serieuze validatie te noemen.

3.5 VISCO-ELASTISCHE EEM MODELLEN

Er zijn twee typen modellen onderscheiden waarmee visco-elastisch gedrag gemodelleerd kan worden: 1- modellen met visco-elastische materiaaleigenschappen en 2- mengselmodellen. Een mengselmodel is in vrij sterke mate een structureel model. In een mengselmodel worden twee of meer fasen gemodelleerd die ten opzichte van elkaar kunnen bewegen, vaak een vaste stof met poriën waarin een vloeistof kan stromen. Dit is voor te stellen als een spons met water, waarbij de spons de ene fase is en het water de andere. De vaste stof kan vervormen, de vloeistof stromen.

In par. 3.5.1 worden modellen met visco-elastische materiaaleigenschappen besproken, in par. 2.5.2 een mengselmodel.

3.5.1 Simpele modellen

Liu & Ray (1978) hebben een rotatie-symmetrisch model gemaakt met een homogeen isotroop, lineair elastisch wervellichaam, een hydrostatische nucleus en een homogene, isotrope, visco-elastische anulus.

De materiaalparameters werden zo gekozen dat de door Kazarian (1975) gemeten kruipcurves goed beschreven werden.

Dit fenomenologische model levert geen nieuw inzicht.

Furlong & Palazotto (1983) hebben een rotatie-symmetrisch EEM model gemaakt van een bewegingssegment met een homogene en isotrope tussenwervelschijf (Fig. 3.12). De visco-elastische eigenschappen van de tussenwervelschijf zijn gemodelleerd met een veer/demper model (drie parameter Kelvin model). De

overeenkomst tussen gemeten en berekende waarden van de verplaatsing was redelijk, maar vertoonde vooral initieel (enkele secondes) en laat (1000–2000 s) duidelijke afwijkingen. Om de tussenwervelschijf (nucleus plus anulus) als één homogene, isotrope structuur te beschouwen is een grove simplificatie. Zo'n fenomenologisch model geeft geen extra inzicht.

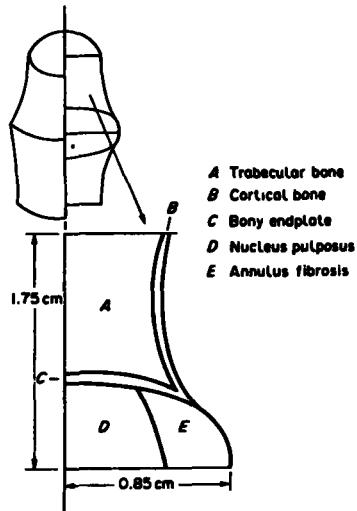


Fig. 3.12 Model van Furlong en Palazatto. Anulus en nucleus zijn homogeen, isotroop en identiek gemodelleerd. Het betreft een model van een rhesus aap.

3.5.2 Simon c.s.

3.5.2.1 Model

Simon et al. (1985ab) hebben een mengselmodel gemaakt van een bewegingssegment. Het bewegingssegment is rotatie-symmetrisch genomen (Fig. 3.13). anulus en nucleus zijn als een twee fasen systeem beschreven: grondsubstantie en vloeistof. Bot en grondsubstantie zijn homogeen isotroop, lineair elastisch gemodelleerd, $E_{\text{anulus}} = 100 E_{\text{nucleus}}$. Er is geen barrière voor vloeistofstroming tussen anulus en nucleus of tussen de verschillende compartimenten van de anulus. Het compacte bot en de buitenwand van de anulus zijn niet permeabel. In 1985a is een menselijke wervel gemodelleerd met een elastisch bot, in 1985b een wervel van een

rhesusaap met een poroelastisch bot.

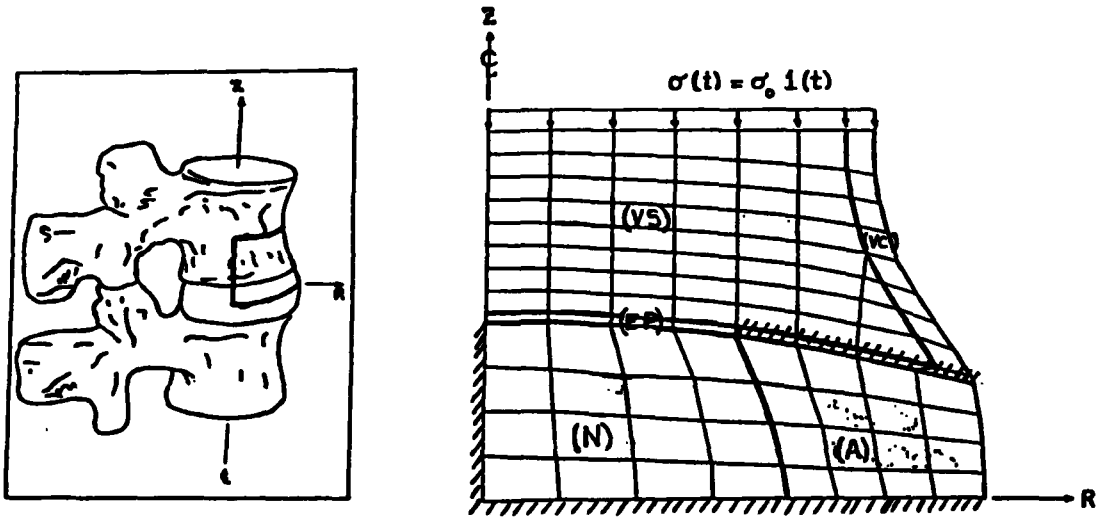


Fig. 3.13 Element verdeling in het model van Simon c.s.. Het model is rotatie-symmetrisch. De tussenwervelschijf en het spongieuze bot zijn als poroelastische materialen gemodelleerd.
(Uit: Simon et al., 1985)

Er kunnen drie soorten belasting gesimuleerd worden:

- statische belasting (langdurige kruip)
- quasi statische kruip (stapvormige belasting)
- dynamische belasting (impact).

Het segment wordt aan de bovenzijde uniform belast . De materiaaleigenschappen zijn zo genomen dat de testwaarden (1 kruipcurve) goed beschreven worden. De gekozen waarden liggen binnen de grenzen van de literatuurwaarden (Urban & Maroudas, 1980).

Omdat alle materiaaleigenschappen lineair zijn en er ook geen geometrische alineariteiten optreden, heeft de absolute hoogte van de belasting geen invloed op het berekende vervormingspatroon. In vivo treden er echter wel alineaire effecten (in ieder geval door de anulusvezels).

3.5.2.2 Resultaten

Uit berekeningen bleek dat de kruip zoals die gemeten wordt in vitro sterk afwijkt van de kruip zoals die optreedt in vivo. Hiervoor is een bewegingssegment gemodelleerd zonder stroming in het bovenste vlak (halverwege de wervel, dit is de in vivo situatie) en één met stroming in het bovenste vlak (in vitro situatie bij kruip experimenten). De berekende kruip in het 'in vitro' model is vele malen groter dan in het 'in vivo' model. Bij de werkelijke test situatie van bewegingssegmenten ligt de kruip waarschijnlijk tussen beide extremen: inbedding in kunsthars of 'stone plaster' geeft een verlaagde permeabiliteit aan het bovenvlak.

3.5.2.3 Validatie

De door Kazarian (1975) gemeten toenemende kruip bij degeneratie van disci kon goed gemodelleerd worden met een vergrote permeabiliteit. De effectieve (von Mises) spanning op de eindplaat varieert niet over de eindplaat.

3.5.3.4 Conclusies

Het model van Simon is een goed model om langdurige belastingen te modelleren. Het is het enige goede model waarmee visco-elastisch gedrag van de tussenwervelschijf gemodelleerd kan worden. Zwakke punten zijn de slechte geometrie (twee—dimensionaal) en de keuze van isotrope matariaaleigenschappen voor de anulus. O.i. moet de anulus voor een realistische simulatie als een vezelversterkt materiaal gemodelleerd worden (zie ook par. 3.2.1.2).

3.6 VISCO-ELASTISCHE ANALYTISCHE MODELLEN

De meeste visco-elastische modellen zijn fenomenologisch. Het voornaamste doel van de fenomenologische modellen lijkt het aanpassen van berekende beweging aan gemeten beweging zonder dat het inzicht sterk vergroot wordt. De klinische

vraagstelling lijkt uit het oog verloren. De sterke datareductie, die bij een fenomenologisch model optreedt: het beschrijven van een meetcurve met slechts enkele parameters, is op zich natuurlijk wel een verbetering. Metingen van visco-elastisch gedrag: kruipgedrag onder statische en dynamische belasting, spanningsrelaxatie en vloeistofstroming zijn gedaan door oa. Markolf & Morris (1974), Kazarian (1975), Twomey & Taylor (1982), Adams & Hutton (1982, 1985), Koeller et al. (1984a,b, 1986), Panjabi et al. (1984) en Smeathers (1984).

Burns et al. (1984) en Kaleps et al. (1984) hebben het kruipgedrag van bewegingssegmenten onder axiale belasting met drie en vier parameter Kelvin-solid modellen gemodelleerd. De aanpassing voor $t < 1$ min was slecht, voor $t > 1$ min werd de meetcurve nauwkeurig gevolgd (gemiddeld minder dan 5% afwijking). Dit type modellen levert echter geen inzicht.

Panagiotacopoulos et al. (1979, 1987) geven een model voor de relaxatie van tussenwervelschijven als functie van watergehalte. Met het model zijn Schmorlse Knötchen, het effect van degeneratie en schokdamping bestudeerd. Het aantal metingen was nog vrij gering, maar het model is tamelijk structureel en kan inzicht opleveren.

3.7 VEROUDERING EN DEGENERATIE

De tussenwervelschijf is de grootste avasculaire structuur van het lichaam. De voeding van de tussenwervelschijf kan plaatsvinden door diffusie of door stroming van de vloeistof in de tussenwervelschijf. Deze instroom vindt plaats vanuit de bloedvaten rond de anulus of vanuit het wervellichaam (door de eindplaat). De vloeistofstroom vindt plaats onder invloed van belasting: uitstroom door compressiebelasting, instroom bij de relaxatie. Algemeen wordt aangenomen dat degeneratie van de tussenwervelschijf veroorzaakt zou kunnen worden door een te lage instroom van voedingsstoffen. Experimenten aan de stroming in een tussenwervelschijf bij een bewegingssegment onder belasting zijn gedaan door Adams & Hutton (1983b), diffusie experimenten door Adams & Hutton (1986).

Kruip kan optreden door

1. vloeistofstroom door de eindplaten,
2. vloeistofstroom door de anulus en
3. kruip in de anulusvezels (de radiale uitbolling zou dan groter worden tijdens kruip).

Kruip kan dus belangrijk zijn bij de voeding van de tussenwervelschijf. Het blijkt dat herstel van de hoogte van tussenwervelschijven na kruip ook op kan treden zonder wateropname. Dit zou inhouden dat de kruip in de anulusvezels gelocaliseerd is en dus niet alleen door waterstroming ontstaat (Koeller et al., 1984a). Hysteresis en kruip zijn gering bij de leeftijdsgroep 25-60 jr, dezelfde groep waar veel rugpijn voorkomt (30-50 jaar, Koeller et al., 1986; Snook, 1982).

De belangrijke processen bij materiaalvermoeidheid zijn 1-initiële bezwijken, 2-accumulatie van schade en 3-definitief bezwijken. Modellen op het gebied van het ontstaan van schade worden nu ontwikkeld voor werktuigbouwkundige constructies, vooral bij het composieten onderzoek. Toepassing op het gebied van biologische materialen zou het begrip over het ontstaan van schade sterk kunnen vergroten.

Bij experimenteel vermoeidheidsonderzoek wordt de wijze en plaats van bezwijken van een bewegingssegment na een langdurige (meestal cyclische) belasting bepaald. Liu et al. (1983, 1985) hebben vermoeidheid onder compressie en torsie belasting bepaald. Onder compressiebelasting trad een fragmentatie van het bot op. Lafferty et al. (1977) hebben de sterkte van de wervelboog onder cyclische belasting, het verband tussen de amplitude van de belasting en het aantal cycli tot breuk bepaald, overeenkomstig onderzoek is gedaan door Lafferty (1978), Cyron & Hutton (1978), Adams & Hutton (1982b) en Brinkmann et al. 1987.

Wij nemen aan dat de meeste schade optreedt door door processen van veroudering en slechts een gering percentage door eenmalige acute overbelasting. De huidige modellen kunnen geen inzicht geven in veroudering. Het is de vraag in hoeverre veroudering veroorzaakt wordt door belasting (en welk type) en in hoeverre het een autonoom proces is. Veroudering van de tussenwervelschijf zou versneld

op kunnen treden door slechte voeding van de tussenwervelschijf. Voeding vindt plaats door diffusie door de eindplaten of de anulus. Breuk van bottrabekels kan callusvorming geven en daarmee een belemmering van diffusie (Sandover, 1983).

3.5 CONCLUSIES

1. Voor kortdurende belastingen is het elastische EEM model van Shirazi-Adl het beste. Sterke punten zijn de goede beschrijving van de geometrie en het gebruik van een vezelversterkte anulus. De nucleus is slecht gemodelleerd, dit geldt in versterkte mate bij een gedegenererde nucleus. Visco-elastisch gedrag kan niet bestudeerd worden.
2. Voor langdurige belastingen is het model van Simon het beste. Zwakke punten zijn de relatief slechte geometrie, de keuze van een isotrope anulus. Het sterke punt is de mogelijkheid om visco-elastische eigenschappen te modelleren. Poroelastische modellen kunnen het inzicht vergroten.
3. Grote problemen bij het construeren van micromodellen treden op bij het modelleren van spieren die op het gemodelleerde bewegingssegment aanhechten, de keuze welke belastingen gemodelleerd moeten worden en de keuze van waarden voor de gebruikte materiaalparameters.
4. Eén van de grootste problemen bij de interpretatie van micromodellen is het vaststellen van de maximaal toelaatbare belastbaarheid van structuren. Het ontwikkelen van "bezwijkmodellen" dient gestimuleerd te worden. Dit soort modellen wordt op dit moment voor kunststoffen ontwikkeld.
5. Er moet bepaald worden welke weefsels beschadigd zijn in patiënten met rugpijn. Het biomechanisch onderzoek kan zich dan richten op overbelasting van deze weefsels.
6. De invloed van degeneratie van de tussenwervelschijf op de verandering in mechanica van bewegingssegmenten moet bepaald worden. Dit dient bij voorkeur te gebeuren met "mengselmodellen" en gelijktijdig experimenteel onderzoek.
7. De verdeling van de druk in de tussenwervelschijf is niet goed bekend en dient bepaald te worden, zeker gezien het grote belang dat algemeen aan de nucleus wordt toegekend bij de manier van krachtdoorleiding.

8. Er is een groot gebrek aan metingen die speciaal gedaan worden voor de validatie van modellen. Hierbij wordt bedoeld op zeer veel metingen aan één bewegingssegment, die dan met één set materiaalparameters gefit moeten worden.

4. TOEPASSING VAN BIOMECHANISCHE MODELLEN BIJ REGELGEVING

4.1 INLEIDING

Voor de arbeidspraktijk is het van belang dat richtlijnen in een actuele arbeidssituatie kunnen worden toegepast met behulp van de bepaling van een klein aantal, eenvoudig meetbare parameters die aan deze arbeidssituatie zijn ontleend. Toepassing van de richtlijnen dient bij gegeven arbeidsomstandigheden te leiden tot preventie van rugklachten. Bij een multicausaal verschijnsel als lage-rugklachten is het van belang dat daarvoor eerst inzicht wordt verkregen in de relaties tussen de vele parameters uit de arbeidssituatie (houding/beweging, krachtoefening, individuele factoren) en het optreden van rugklachten en schade aan lage-rugstructuren.

In hoofdstuk 1 is de samenhang weergegeven tussen de complexe relaties die kunnen worden gelegd tussen arbeidsomstandigheden (uitwendige belasting) en lage-rugklachten (zie Fig. 1.10). In de hoofdstukken 2 (Macromodellen) en 3 (Micromodellen) zijn de modellen, die de biomechanische aspecten van de deelrelatie tussen uitwendige belasting en (over-)belasting op de diverse lage-rugstructuren trachten te beschrijven, op fundamenteel wetenschappelijke gronden beoordeeld. Over het verband tussen (over-)belasting en schade (klinisch morfologische schadebeelden, zie appendix 5) en over het verband tussen schade en pijn, blijkt nog slechts zeer summiere kennis beschikbaar te zijn.

Ondanks laatstgenoemde kennislacunes zijn in het verleden toch reeds richtlijnen voor een toelaatbare fysieke belasting in arbeidssituaties opgesteld ter preventie van lage-rugklachten. Dul & Hildebrandt (1987) geven een inventarisatie van deze bestaande richtlijnen.

In paragraaf 4.2 worden biomechanische modellen geëvalueerd met betrekking tot hun geschiktheid als onderbouwing van regelgeving. Deze evaluatie zal gebeuren aan de hand van een drietal fundamentele keuzes die gemaakt moeten worden om tot richtlijnen te komen. Potentiële operationalisering ten aanzien van de drie keuzes zullen aan de orde komen. In paragraaf 4.3 worden arbeidssituaties beproven waarvoor reeds richtlijnen bestaan. Deze bespreking zal plaatsvinden aan de

hand van de operationalisering ten aanzien van de in paragraaf 4.2 genoemde fundamentele keuzes. In paragraaf 4.4 volgen de arbeidssituaties waarvoor nog geen richtlijnen bestaan. Voor deze vormen van fysieke belasting zal zo mogelijk het belang van regelgeving (het opstellen van richtlijnen) worden aangegeven aan de hand van epidemiologisch en experimenteel onderzoek. Tevens zal worden aangegeven of beschikbare macromodellen zijn toegepast op die arbeidssituaties en of met behulp van deze modelvoorspellingen richtlijnen kunnen worden gevormd.

Besloten wordt met een resumé en onderzoeksadviezen ten aanzien van dynamische en statische arbeidssituaties (par. 4.5).

4.2 EVALUATIE VAN BIOMECHANISCHE MODELLEN MET BETREKKING TOT REGELGEVING

4.2.1 Inleiding

Biomechanische criteria kunnen richtlijnen opleveren voor toelaatbare fysieke belasting in arbeidssituaties. Voor de operationalisering hiervan moeten drie keuzes worden gedaan, namelijk ten aanzien van:

1. Het criterium voor overbelasting van de lage rug: 'Welke structuur gaat kapot en onder welke vorm van belasting?';
2. De bijbehorende maximaal toelaatbare waarde van het criterium (belastbaarheid);
3. De bepalingwijze van de actuele waarde van het criterium bij gegeven arbeidsomstandigheden (uitwendige belasting).

Deze punten zullen achtereenvolgens in de paragrafen 4.2.2, 4.2.3 en 4.2.4 worden beproven. In paragraaf 4.2.5 volgen de conclusies van de evaluatie van biomechanische modellen m.b.t. regelgeving.

4.2.2 Criteria voor overbelasting van de lage rug

Een goede keuze van een criterium om overbelasting van de lage rug te bepalen kan worden gemaakt als bekend is welke structuren van de lage rug beschadigd zijn bij mensen met rugpijn en daardoor klachten veroorzaken. Overbelasting van deze structuren zou dan moeten worden vermeden. In principe komen alle direct op de lage rug betrekking hebbende criteria in aanmerking voor de bepaling van (over-)belasting. Het is niet duidelijk welk criterium gekozen moet worden. Elk criterium levert echter een valide bovengrens op. Bij het toepassen van meerdere (echte) criteria levert het criterium met de laagste bovengrens de uiteindelijke bovengrens van de werkelijk toelaatbare belasting. De bovengrens die gebaseerd is op één criterium is valide om aan te tonen welke belasting in ieder geval ontoelaatbaar is. Als 'directe' criteria voor overbelasting van de lage rug worden in de literatuur genoemd:

- Compressiekracht op een bewegingssegment/tussenwervelschijf of druk in een tussenwervelschijf;
- Schuifkracht op een bewegingssegment/tussenwervelschijf;
- Moment ('rotatiekracht') op een bewegingssegment/tussenwervelschijf;
- Rek in een ligament.

Compressiekracht op een bewegingssegment (tussenwervelschijf) is veelgebruikt als criterium; hoogstwaarschijnlijk ten minste ten dele vanwege het feit dat het met een biomechanisch model eenvoudig uit te rekenen is (zie par. 4.2.4). Voor geen van de vier bovengenoemde criteria zijn voldoende redenen voor een keuze aanwezig. Wel is bekend dat te grote compressiebelasting leidt tot breuk van een wervel of de vertebrale eindplaat (zie appendix 5). Dit gegeven kan leiden tot het opstellen van een bovengrens.

Naast de directe criteria voor overbelasting van de lage rug zijn ook de volgende indirecte criteria gebruikt:

- Kracht van een spiergroep;
- Intra-abdominale druk.

Bij het gebruik van een indirect criterium om overbelasting van de lage rug te bepalen zal de relatie met een direct criterium aannemelijk moeten worden gemaakt. Indien dat het geval is dient bovendien een duidelijk voordeel aan het gebruik van een indirect criterium te zijn verbonden.

Voor de keuze van spierkracht als criterium zijn geen aanwijsbare redenen aanwezig.

Intra-abdominale druk is op zich niet schadelijk voor de lage rug. In hoofdstuk 2 (par. 2.2.2.3) is reeds beschreven dat de intra-abdominale druk, zowel in statische als dynamische situaties, ook geen hoge correlatie heeft met een directe maat voor de belasting van de lage rug i.c. de druk in de tussenwervelschijf.

Geconcludeerd wordt dat momenteel geen beredeneerde voorkeur mogelijk is voor een criterium voor overbelasting van de lage rug. Alleen intra-abdominale druk is op grond van de huidige kennis ongeschikt als criterium. In principe zouden één of meer direct op de lage rug betrekking hebbende criteria gekozen moeten worden. Op grond van deze criteria kunnen dan reeds bovengrenzen voor belasting opgesteld worden.

4.2.3 De maximaal toelaatbare waarde (belastbaarheid) van criteria voor overbelasting van de lage rug

Bij de maximaal toelaatbare waarde (belastbaarheid) van het criterium voor overbelasting van de lage rug moet onderscheid worden gemaakt tussen acute (eenmalige) en chronische (frequente, cyclische) belasting. De belastbaarheid voor diverse vormen van acute belasting kan in principe bepaald worden met micromodellen (zie hfdst. 3). Momenteel is de bepaling van belastbaarheid van structuren met micromodellen niet mogelijk, aangezien vele materiaalparameters niet bekend zijn. Voor de bepaling van de belastbaarheid voor chronische belasting lijken zogenaamde bezwijkmodellen veelbelovend (zie hfdst. 3). Uit "post mortem" experimenten zijn sterkten (belasting waarbij de structuur bezwijkt) bekend voor zowel acute als chronische compressiebelasting.

Appendix 6 toont de literatuurwaarden voor de sterkte bij acute compressiebelasting op een bewegingssegment en op een wervel. Er bestaat een grote spreiding in de gevonden waarden, zowel tussen als binnen studies. Voor de spreiding worden enkele mogelijke verklarende parameters (leeftijd, geslacht, gewicht, dwarsoppervlakte van de belaste structuur, botdichtheid) genoemd. Deze parameters kunnen de spreiding nog slechts gedeeltelijk verklaren. Leeftijd is een parameter die duidelijk verbonden is met de sterkte. Brinckmann et al. (1987) lieten zien dat het product van botdichtheid en de dwarsoppervlakte van een wervel een goede voorspellende waarde heeft voor de sterkte.

Voor chronische (cyclische) compressiebelasting toonden Brinckmann et al. (1987) en Lafferty (1978) aan dat de sterkte van een wervel afneemt met een toename van het aantal belastingscycli en met een toename van de belastingsgraad (hoogte van de belasting gedeeld door de sterkte bij acute belasting). Lafferty (1978) geeft een formule voor deze relatie (zie Fig. 4.1). Voor cyclische belasting kan met deze

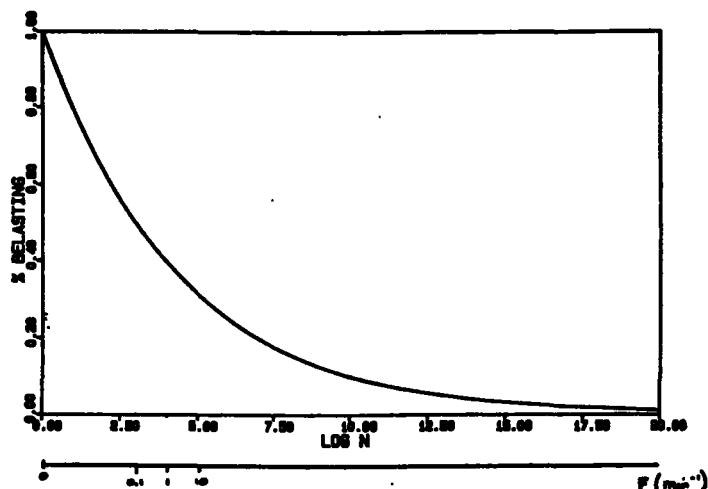


Fig. 4.1 Het verband tussen enerzijds het aantal belastingscycli (N) en de belastingsfrequenties (F) (het aantal belastingscycli per minuut gedurende de werkuren in de periode van één maand) en anderzijds de maximale belastingsgraad (hoogte van de belasting gedeeld door de sterkte bij acute belasting) waarbij een wervel onder compressiebelasting bezwijkt.

formule de maximale belastingsgraad berekend worden in een reële arbeidssituatie. Daarvoor moet een aanname gedaan worden voor de periode, waarbinnen de belastingscycli optreden en er geen botreparatie optreedt. Hier is gekozen voor de periode van één maand, de keuze van exacte lengte heeft weinig invloed. Fig. 4.1 geeft de relatie tussen de belastingsfrequentie (het aantal belastingscycli per minuut gedurende de werkuren in periode van één maand) en de maximale belastingsgraad. De berekende sterkte onder een cyclische belasting met een frequentie van 6/uur bedroeg 50% van de sterkte bij éénmalige belasting, bij een frequentie van 1/min was de sterkte 40%. Bij regelmatig voorkomende arbeid moet toelaatbare belasting dus ten hoogste op de helft van de sterkte bij eenmalige belasting gesteld worden. De verdeling van de wervelsterkte in de populatie is waarschijnlijk volgens de standaard normale verdeling (Fig. 4.2). Deze verdeling is gekarakteriseerd door het gemiddelde en de standaard afwijking. Bij de normale verdeling is 2 1/2% van de waarden kleiner dan het gemiddelde minus twee maal de standaard afwijking en 16% kleiner dan het gemiddelde minus één maal de standaardafwijking. Uit gegevens van Perey (1957) is een gemiddelde wervelsterkte van ongeveer 7600 N en een standaardafwijking van 1800N berekend. Dit houdt in dat 1

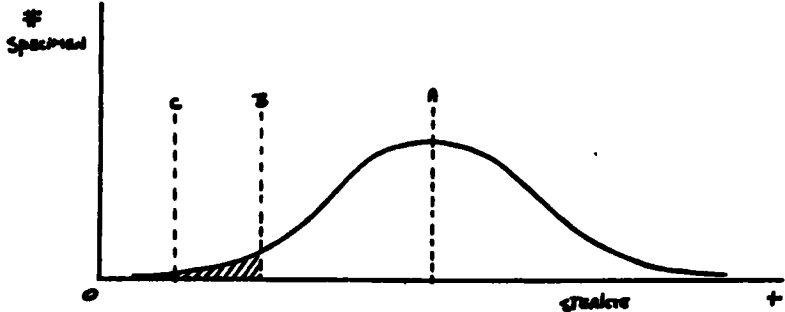


Fig. 4.2 De verdeling van de sterkten van lage-rugstructuren over een groot aantal specimens.

a = de gemiddelde sterkte van de verdeling

b = de sterkte behorende bij een klein percentiel van de verdeling (bijvoorbeeld het 5e percentiel)

gearceerd = het gedeelte van de specimen dat de sterkte b niet bezit.

c = de sterkte behorende bij een percentiel van de verdeling waarbij tevens een veiligheidsmarge gehanteerd is.

op de 40 mensen overbelast wordt als de maximale compressiebelasting bij cyclische belasting (1/min) gesteld wordt op 1500N; bij een grens van 2250N geldt dit voor 1 op de 6 mensen. Hutton & Adams (1982) vonden voor een groep zware en jonge mannen een gemiddelde van 10.000 N en een standaard afwijking van 1700 N. De overeenkomstige grenswaarden zijn dan 2650 en 3300 N. Voor de sterkste 2 1/2% is een compressiekracht van 4500 N resp. 5350 N toelaatbaar. Ons inziens pleit dit in principe sterk voor het opstellen van een gedifferentieerde norm, een voorwaarde hiervoor is natuurlijk wel dat de individuele belastbaarheid op relatief eenvoudige wijze vastgesteld kan worden.

4.2.4 De bepalingwijze van de actuele waarde van criteria voor overbelasting van de lage rug bij gegeven arbeidsomstandigheden (uitwendige belasting)

De actuele waarde van het gekozen criterium voor overbelasting van de lage rug bij gegeven arbeidsomstandigheden kan bepaald worden met macromodellen. Hier worden drie modellen besproken: een hefboommodel (par. 2.3.1), het model van Schultz c.s. (I) (par. 2.3.2) en het model van McGill en Norman (par. 2.3.4). De twee laatstgenoemde zijn gekozen omdat het de beste macromodellen zijn (zie hfdst. 2). Het hefboommodel is gekozen omdat het veel wordt gebruikt (o.a. door Chaffin c.s. in het SSPL-model; zie par. 2.3.3).

De drie modellen vertonen een verschillende mate van complexiteit ten aanzien van de morfologie en geometrie van de lage rug (par. 2.2.1.3). Een hefboommodel is een zeer vereenvoudigde weergave van de lage rug. Het model berekent de compressiekracht op een tussenwervelschijf. Ook het model van Schultz c.s. vereenvoudigt de werkelijkheid nogal sterk. Het model omvat echter meer spieren dan een hefboommodel. Het model van McGill en Norman is zeer complex wat betreft de modellering van de spieren en ligamenten en beschouwt tevens de tussenwervelschijf, de bewegingen van de wervels en de opbouw van intra-abdominale druk.

Tabel 4.1 toont de vergelijking van de drie modellen op modelkarakteristieken, ten behoeve van mogelijke toepassing bij regelgeving (het opstellen van richtlijnen).

Tabel 4.1 De vergelijking van een hefboommodel, het macromodel van Schultz c.s. en het macromodel van McGill en Norman op modelkarakteristieken ten behoeve van mogelijke toepassing bij regelgeving.

Model- karakteristiek \ Model:	Hefboom	Schultz c.s.	McGill en Norman
Numerieke resultaten	$\pm$	$\pm$	$\pm$
Bepaling invoergegevens	+	+	-
Gebruikersvriendelijkheid	+ ¹	- ²	+
Verwerking asymmetrische belastingen	$\pm$	+	-
Verwerking dynamische belastingen	$\pm$	$\pm$	+

¹ Deze waardering betreft alleen het model van Chaffin c.s., de andere hefboommodellen zijn veel minder gebruikersvriendelijk.

² Het model van Schultz c.s. bevat alleen een distributiemodel.

- = slecht, moeilijk; $\pm$ = redelijk; + = goed, makkelijk.

De vergelijkingen van de numerieke resultaten van de drie modellen geschiedt hier alleen ten aanzien van de compressiebelasting op een bewegingssegment ten gevolge van een zuiver symmetrisch flexiemoment ten opzichte van de lage rug (bijv. een voorovergebogen romp en/of een tillast). Dit vanwege het feit dat het model van McGill en Norman en een hefboommodel geen resp. slechts één enkele andere vorm van belasting kunnen verwerken. Een hefboommodel, Schultz c.s. en McGill en Norman voorspellen dat de grote rugspier dan 100% ('m. erector spinae'), 89% ('m. erector spinae'; 11% 'm. latissimus dorsi'; Bean et al., 1988) respectievelijk 75-80% ('m. sacropinalis'; naamgeving volgens McGill en Norman, 1986) van het herstellend moment levert. De compressiekrachten op de tussenwervelschijf wor-

den sterk bepaald door de geleverde kracht van de grote rugspier (alleen het model van McGill en Norman voorspelt ook antagonistische spieractiviteit), waardoor deze compressiekrachten in gelijke mate zullen verschillen tussen de modellen. De berekende verschillen in compressiekrachten zijn derhalve ook in de orde van maximaal 25%. Voor de beantwoording van de vraag of dat veel is, is een schatting van compressiekrachten bij verschillende activiteiten nodig, aangezien de werkelijke waarden onbekend zijn.

Nachemson (1966) heeft de druk in een tussenwervelschijf gemeten en, op grond van de uit 'in-vitro'-onderzoek bekende relatie, de compressiekracht op de tussenwervelschijf berekend. Daaruit bleek dat de compressiekracht op een tussenwervelschijf sterk verschilt voor verschillende activiteiten. De compressiekracht bedroeg ongeveer 200 N tijdens liggen, 1000 N bij staan en 2800 N bij tillen (40 kg met een 20° voorovergebogen romp). Deze belastingen voor staan en tillen verschillen globaal een factor 3.

De conclusie luidt dat de orde van grootte van de verschillen in voorspellingen van compressiekrachten tussen de drie macromodellen veel kleiner is dan de orde van grootte van de op metingen gebaseerde verschillen in waarden voor compressiekrachten. De drie modellen verschillen dus niet significant wat betreft de numerieke resultaten met betrekking tot de voorspelde compressiekracht.

Voor een hefboommodel en het model van Schultz c.s. hoeven, naast invoergegevens voor houding en beweging en uitwendige krachtoefening, slechts een beperkt aantal, eenvoudig meetbare, antropometrische invoergegevens (lengte, gewicht etc.) te worden bepaald. Voor het model van McGill en Norman moeten de invoergegevens (EMG, bewegingsregistratie) zeer nauwkeurig worden bepaald, hetgeen veel werk betekent. Daarnaast betekent het werken met EMG in arbeidssituaties dat de onderzochte werknemer in kwestie zich niet geheel vrij kan bewegen vanwege de EMG-afleidingsdraden.

Het model van Schultz c.s. kan alle vormen van asymmetrische (en symmetrische) belasting verwerken. Een hefboommodel met een linker en rechter m. erector spinae kan dat eveneens, met uitzondering van rotaties om de lengteas van het lichaam. Een hefboommodel met één m. erector spinae en het model van McGill

en Norman kunnen geen asymmetrische belastingen verwerken.

Dynamische belastingen kunnen door alle drie modellen worden verwerkt. Een hefboommodel en het model van Schultz c.s. kunnen dynamische componenten alleen in het belastend moment (quasistatisch) meenemen. In het model van McGill en Norman wordt daarnaast het herstellend moment bepaald door de dynamica van het systeem (de relatie tussen kracht en lengteverandering van de spieren). Echter, gezien de onnauwkeurigheid waarmee momenteel deze invoergegevens voor het model bepaald kunnen worden, zullen de berekende effecten van dynamische componenten in de uitwendige belasting op de belasting op lage-rugstructuren onbetrouwbaar zijn (zie par. 2.3.4).

Resumerend blijken er geen veelbetekenende verschillen te bestaan tussen de drie modellen met betrekking tot de numerieke resultaten (zie tabel 4.2). Dit geldt eveneens voor de verwerking van dynamische belastingen. Derhalve blijft de vergelijking van de modellen beperkt tot de bepaling van de invoergegevens en de verwerking van asymmetrische belastingen. Het model van McGill en Norman kan geen asymmetrische belastingen verwerken. Tevens betekent de bepaling van de invoergegevens veel werk en is het gebruik van het model in arbeidssituaties bezwaarlijk (EMG-afleidingsdraden). Een hefboommodel en het model van Schultz c.s. zijn grotendeels vergelijkbaar. Binnenkort komt een nieuw model van de groep van Chaffin beschikbaar, het Michigan 3D model. Dit gebruikersvriendelijke model bestaat uit een geheel 3D free body diagram gecombineerd met het distributiemodel van Schultz c.s. Het Michigan 3D model lijkt het beste model voor de bepaling van de actuele waarde van de belasting op de lage rug, i.c. compressiekracht op de tussenwervelschijf, bij gegeven arbeidsomstandigheden (uitwendige belasting).

4.2.5 Conclusies

Elke keuze voor een criterium voor overbelasting van de lage rug ten behoeve van regelgeving is in hoge mate arbitrair, aangezien:

- a) niet bekend is welke structuur beschadigd wordt, en
- b) niet bekend is welke vorm van belasting schade veroorzaakt.

Tevens is voor geen enkel criterium de belastbaarheid goed bekend. Momenteel is

het model van Schultz c.s. het beste model voor de bepaling van de actuele waarde van de belasting op de lage rug, i.c. compressiekracht op de tussenwervelschijf, bij gegeven arbeidsomstandigheden (uitwendige belasting).

4.3 ARBEIDSSITUATIES MET BESTAANDE RICHTLIJNEN

In deze paragraaf zullen bestaande richtlijnen worden besproken. Deze bespreking zal waar mogelijk plaatsvinden aan de hand van de operationalisering ten aanzien van de drie fundamentele keuzes, die gedaan moeten worden om tot richtlijnen te komen (par. 4.2.1).

Concrete, op biomechanische criteria gefundeerde, richtlijnen voor rugbelasting in dynamische arbeidssituaties beperken zich voornamelijk tot het tillen van lasten in het sagittale vlak en in een enkel geval tot de techniek van het dragen van lasten. De richtlijnen voor het tillen hebben betrekking op het maximaal toelaatbare tilgewicht (par. 4.3.1 t/m 4.3.3) en de tiltechniek (par. 4.3.4). Draagtechniek zal in paragraaf 4.3.4 worden besproken. De richtlijnen voor het maximaal toelaatbare tilgewicht worden, voor zover achterhaald in ergonomische handboeken, slechts in een drietal gevallen gebaseerd op biomechanische criteria. Dit betreft:

1. De NIOSH-methode (par. 4.3.1);
2. Richtlijnen op grond van intra-abdominale druk (par. 4.3.2);
3. Richtlijnen op grond van tilkracht (par. 4.3.3).

Van deze drie is de eerstgenoemde in de Nederlandse arbeidspraktijk de meest gangbare. De zogenaamde 'EEG richtlijn' (EEG, 1986) wordt hier niet besproken aangezien ons onbekend is op grond van welke overwegingen bv. biomechanisch onderzoek tot de uiteindelijke richtlijn gekomen is.

4.3.1 Richtlijnen voor het maximaal toelaatbaar tilgewicht op basis van de NIOSH-methode

De NIOSH-methode (NIOSH, 1981) wordt in het ergonomische handboek van Chaffin en Andersson (1984) aanbevolen. Het maximaal toelaatbare tilgewicht

('Action Limit'; AL) wordt bepaald op grond van een viertal variabelen uit de tilsituatie. Deze variabelen zijn de horizontale (H) en verticale (V) afstand in het sagittale vlak van de tillast tot de locatie van de voeten van de tiller, de verplaatsing van de last in verticale richting (D) en de tilfrequentie (F). De variabelen H, V, D en F zijn elk door middel van een eigen relatie verbonden met respectievelijk de factoren HF, VF, DF en FF (Deze factoren hebben elk een waarde tussen 0 en 1). Het maximaal toelaatbare tilgewicht (AL) = 40 kilogram $\times$ HF $\times$ VF $\times$ DF $\times$ FF; zie voor nadere gegevens appendix 7.

De formule voor het maximaal toelaatbare tilgewicht is bepaald op grond van een combinatie van biomechanische, fysiologische, psychofysische en epidemiologische onderzoeksgegevens. Welke van de door de auteurs beschreven onderzoeksgegevens genomen zijn en hoe deze geselecteerde onderzoeksgegevens door de auteurs gecombineerd zijn tot de uiteindelijke formule werd in de methode niet beschreven.

Als biomechanisch criterium voor overbelasting van de lage rug is de compressiekracht op de tussenwervelschijf L5-S1 gekozen.

Als maximaal toelaatbare waarde voor de compressiekracht op een tussenwervelschijf wordt 350 kg genomen. De waarde van 350 kg (3434 N) is veel hoger dan de waarde die door ons op basis van literatuurwaarden berekend is (1500 tot 3300 N, afhankelijk van de veronderstellingen, zie par. 4.2.3).

Het is onduidelijk of door de NIOSH-auteurs voor de bepaling van de actuele waarde van de belasting (compressiekracht) bij gegeven arbeidsomstandigheden (een combinatie van een H- en V-waarde) een hefboommodel (par. 2.3.1) of het zogenaamde SSPL-('Static Sagittal Plane Lifting')-model (Garg & Chaffin, 1975; Chaffin et al., 1978)(par. 2.3.3) is gebruikt. Tevens is onduidelijk of de dynamische componenten al of niet buiten beschouwing zijn gelaten. Indien het model statisch gebruikt is, kan dat met name bij snelle bewegingen leiden tot overschattingen van de compressiekrachten.

De (romp-)houding van de tiller wordt in de NIOSH-methode niet als invoer gebruikt (alleen de positie van de handen ten opzichte van de voeten ligt vast (uitgedrukt in H en V)). De houding van met name de romp is op zich (zonder uitwendige krachtoefening) al sterk belastend voor de lage rug. Wanneer de relatief grote rompmassa uit de verticale rechte stand komt, neemt het belastend moment (en de kracht) op de lage-rugstructuren fors toe (ook zonder uitwendige belasting). Op grond van de volgende twee punten echter nemen we aan dat de romphouding in de methode verweven is en het SSPL-model gebruikt is.

Ten eerste zou op grond van een hefboommodel bij het tillen binnen de armreikwijdte bij een toenemende H en een gelijkblijvend uitwendig moment het maximaal toelaatbare tilgewicht lineair af moeten nemen. De relatie heeft echter een duidelijk hyperboolkarakter (zie Fig. 4.3). Bovendien vertoont Fig. 4.3 een sterke gelijkenis met de op basis van het SSPL-model geproduceerde curves uit het NIOSH-rapport (NIOSH, 1981)(zie Fig. 4.4). De relatie tussen H en maximaal

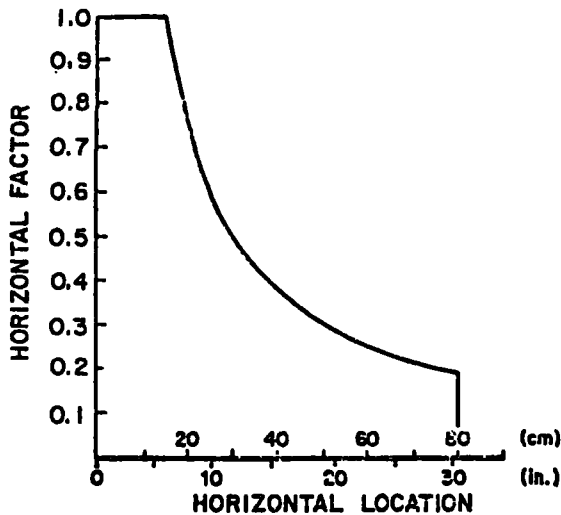


Fig. 4.3 Het verband tussen enerzijds de horizontale afstand van de tillast tot de locatie van de voeten van de tiller (H) en anderzijds de fractie van het maximaal toelaatbare tilgewicht (HF). (Naar: NIOSH, 1981).

toelaatbare tilgewicht werd in de methode echter niet alleen bepaald op biomechanische gronden, maar eveneens op fysiologische en psychofysische. Fysiologische criteria hebben normaliter betrekking op de belasting van het hartvaatstelsel. Dit is vooral de beperkende factor bij frequent tillen maar niet bij eenmalig tillen. Bij eenmalig tillen is vooral de belasting op het spierskeletstelsel de beperkende factor. In de psychofysische methode wordt de tiller zelf in staat geacht zijn belastbaarheid i.c. maximale tilgewicht te bepalen. Het is onbekend in hoeverre fysiologische en psychofysische criteria specifiek de belasting op de rug kunnen bepalen, dan wel de belasting op het spierskeletstelsel in het algemeen.

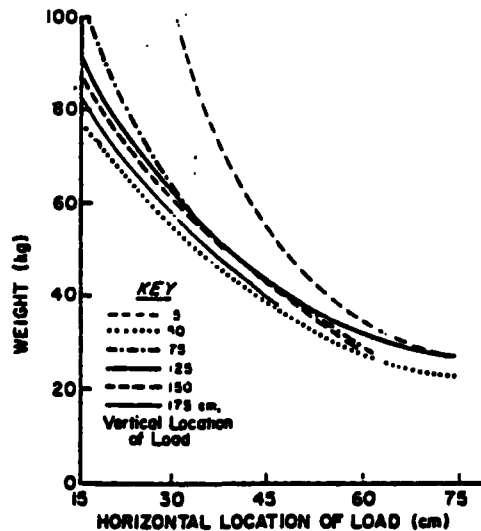


Fig. 4.4 Het verband tussen enerzijds de horizontale afstand van de tillast tot het lichaam en anderzijds het maximale tilgewicht bij een compressiekracht van 650 kg op de tussenwervelschijf L5-S1 en verschillende verticale afstanden van de last tot de vloer. Het verband is bepaald met het 'Static Sagittal Plane Lifting'-model van Chaffin et al. (1978). (Naar: NIOSH, 1981).

Ten tweede moet de relatie tussen de verticale locatie van de tillast V en het maximale tilgewicht (zie Fig. 4.5) mede bepaald zijn door de (romp-)houding en/of de spierbelasting (in relatie tot de spierbelastbaarheid) rondom de gewrichten van

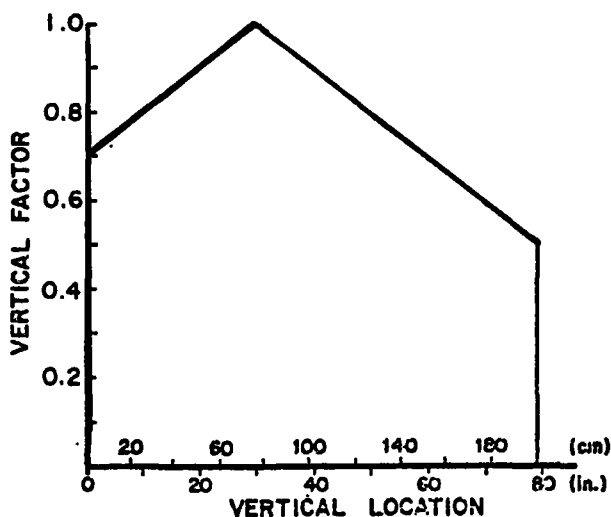


Fig. 4.5 Het verband tussen enerzijds de verticale afstand van de tillast tot de vloer (V) en anderzijds de fractie van het maximaal toelaatbare tilgewicht (VF).
(Naar: NIOSH, 1981).

de extremiteiten. Immers het belastend moment ten opzichte van, en de berekende compressiekracht op, L5-S1 is alleen afhankelijk van H. Tevens is in het gebied van V onder de laagste handpositie bij rechtop staan het maximaal toelaatbare tilgewicht afhankelijk van V. Derhalve moeten de houding van de romp en/of de onderste extremiteiten meegenomen zijn om de relatie tussen V en het maximale tilgewicht ook in het gebied van V onder de laagste handpositie bij rechtop staan te kunnen bepalen.

De epidemiologische fundering van de NIOSH-methode ligt in het werk van Chaffin & Park (1973). Daarin wordt de relatie gelegd tussen het vóórkomen van lage-rugpijn en de zogenaamde 'Lifting Strength Rating' (LSR-waarde). Deze LSR-waarde is het quotiënt van het gewicht dat de individuele werknemer op een bepaalde locatie in het sagittale vlak (overeenkomstig met een HV-combinatie) moet tillen en het maximale tilgewicht voor het sterkste deel van de mannenpopulatie op diezelfde locatie. Het blijkt dat er meer lage-rugpijn voorkomt in beroe-

pen met een hoge LSR-waarde. De gehanteerde werkwijze leidt in feite tot een soort kansverdeling voor het krijgen van de lage-rugklachten bij een bepaalde taak in een werknemerspopulatie. De beperking van de werkwijze zit met name in het ontbreken van een individuele benadering in de vorm van het meenemen van individuele belastbaarheidsaspecten, als de maximale spierkrachten rondom de diverse gewrichten van de extremiteiten, en gegevens over de in de praktijk gebruikte werkhouding en de daarmee verbonden belastingen.

Geconcludeerd wordt dat de biomechanische beschouwing van de lage rug in de NIOSH-methode twee-dimensionaal (beperkt tot (par. 2.2.1.6) in het sagittale vlak) van aard is. Het is onduidelijk of bij het opstellen van de methode rekening gehouden is met de dynamische aspecten van het tillen, het optreden van versnellingen. Indien dat niet het geval is, zal bij het optreden van grote versnellingen een reductie van het maximaal toelaatbare tilgewicht plaats moeten vinden. Het is aannemelijk gemaakt dat voor de bepaling van de actuele waarde van die compressiekracht bij gegeven arbeidsomstandigheden gebruik gemaakt is van het SSPL-model. Dit betekent dat ook de spierbelasting rondom de gewrichten van de extremiteiten (elleboog, schouder e.a.) een rol speelt bij deze tilrichtlijnen. Tevens betekent het gebruik van het SSPL-model dat de richtlijnen gebaseerd zijn op een optimale houding. Deze houding, die in principe voor iedere situatie kan verschillen, wordt in de NIOSH-methode niet vermeld. Derhalve blijft de vraag open welk effect afwijkingen van deze houding hebben op met name de belasting op de lage rug. Het is zeer aannemelijk dat die onbekende optimale houding vaak niet ingenomen wordt in arbeidssituaties; bijvoorbeeld door de aanwezigheid van obstakels of door een gebrek aan werkervaring. Werkelijk inzicht in het effect van houding op de belasting op de lage rug kan alleen verkregen worden door met het achterliggende model van de NIOSH-methode te simuleren.

4.3.2 Richtlijnen voor het maximaal toelaatbaar tilgewicht op basis van intra-abdominale druk

In het ergonomische handboek van Grandjean (1980) worden richtlijnen gepresenteerd voor het maximaal toelaatbare tilgewicht gebaseerd op intra-abdominale druk. Davis & Stubbs (1977a, b; 1978) hebben deze richtlijnen opgesteld.

De gekozen waarde voor de belastbaarheid is gesteld op een intra-abdominale druk van 90 mm Hg. Dit is gebaseerd op het feit dat beroepen waarbij intra-abdominale drukken van meer dan 100 mm Hg optreden een verhoogde kans op het vóórkomen van rugschades hebben. [Stubbs (1973) en Davis & Stubbs (1976) referenties niet in de literatuur te achterhalen].

Voor de bepaling van de actuele waarde van de intra-abdominale druk bij gegeven arbeidsomstandigheden (uitwendige belasting) wordt gebruik gemaakt van experimenteel bepaalde relaties. Davis & Stubbs (1977a, b; 1978) bepaalden de intra-abdominale druk bij het statisch uitoefenen van krachten met de handen in diverse richtingen. Dit gebeurde bij diverse houdingen (staand, zittend en knielend; alle met een rechte romp).

In de paragrafen 2.2.2.3 en 4.2.2 zijn reeds een aantal overwegingen gegeven waaruit volgt dat intra-abdominale druk ongeschikt is als criterium om overbelasting van de lage rug te bepalen en derhalve ook ongeschikt is voor het opstellen van richtlijnen voor een toelaatbare rugbelasting.

4.3.3 Richtlijnen voor het maximaal toelaatbare tilgewicht op basis van absolute (spier-)kracht

Naast de NIOSH-methode en richtlijnen op grond van intra-abdominale druk bestaan er ook richtlijnen voor het maximaal toelaatbare tilgewicht op grond van maximaal te leveren krachten door specifieke spiergroepen of door het gehele lichaam in een bepaalde houding. In het ergonomische handboek van Burandt (1978) worden hoogstwaarschijnlijk dergelijke gegevens gebruikt als basis voor richtlijnen. Dit resulteerde in extreem hoge waarden voor maximaal toelaatbare tilgewichten (Dul & Hildebrandt, 1987). Burandt (1978) vermeldde geen bronnen voor de richtlijnen.

Naast het werk van Burandt (1978) is getracht het door de tiller gekozen maximale tilgewicht te voorspellen via een statistische relatie met de gemeten extensiekracht van de rugspieren bij rechtop staan (Poulsen & Jørgensen, 1970; Poulsen,

1981) of de gemeten statische tilkracht op een bepaalde positie in de tilbeweging (Garg et al., 1980). In genoemde onderzoeken blijkt de gemeten statische kracht een slechte voorspeller te zijn voor het door de tiller gekozen maximale tilgewicht (r^2 het percentage verklaarde variantie, bij Poulsen (1981) 0.52 en 0.61; r^2 bij Garg et al. (1980) tussen .23 en .62). Pytel & Kamon (1981) toonden aan dat bij een studentenpopulatie de hoogste geleverde kracht tijdens een isokinetische tilsimulatie¹ een goede voorspeller is voor het door de tiller gekozen maximale tilgewicht ($r^2 = .94$). Gebruik van dezelfde methode bij staalarbeiders (Kamon et al., 1982) leverde een beduidend slechter resultaat op ($r^2 = 0.22$). Daarnaast tilden staalarbeiders aanmerkelijk meer dan op grond van de isokinetische krachtregistratie en de bij de studentenpopulatie gevonden relatie (tussen maximale kracht bij de tilsimulatie en het gekozen tilgewicht) verwacht mocht worden. Het is goed mogelijk dat de oorzaak daarvoor gelegen is in het feit dat staalarbeiders door opgedane ervaring een andere tiltechniek hanteren dan studenten. De bepaling van het maximale tilgewicht met een isokinetische tilsimulatie is derhalve op grond van deze gegevens niet bruikbaar in de arbeidspraktijk.

Opvallend is dat in geen van de genoemde onderzoeken m.b.t. spierkracht de houding tijdens het daadwerkelijk tillen geregistreerd of onder controle gehouden is. Hoogstens zijn de bekende tiladviezen gegeven als 'til met de benen' en 'houdt de last dicht bij het lichaam'.

Geconcludeerd wordt dat de absolute maximale spierkracht op één bepaalde locatie of in één houding geen goede voorspeller is voor het door de tiller gekozen maximale tilgewicht.

De mogelijkheid om spierkracht te gebruiken als criterium voor overbelasting van de lage rug, wordt door Pytel & Kamon (1981) en Kamon et al. (1982) genoemd. Het voorspellen van het door de tiller gekozen maximale tilgewicht is echter ons inziens iets anders dan de bepaling van het maximaal toelaatbare tilgewicht om

¹Bij een isokinetische tilsimulatie wordt tijdens de gehele uitvoering van de tilbeweging de snelheid konstant gehouden en de tilkracht gemeten. De kracht wordt uitgeoefend op een handvat dat door middel van een kabel verbonden is met een katrol en een krachtregistratiegedeelte.

overbelasting van de lage rug te vermijden. Tevens maakt de gehanteerde werkwijze (krachtregistratie op één locatie of in één houding) de vertaling naar allerlei andere werkomstandigheden met vele verschillende houdingen niet geheel mogelijk.

Bovendien zijn bij het gebruik van spierkracht als criterium voor overbelasting van de lage rug in dynamische situaties geen wezenlijke gronden aanwezig voor een keuze van de waarde voor de belastbaarheid (bijv.: maximale spierkracht, percentage van de maximale spierkracht) (vergelijk par. 4.2.3).

4.3.4 Richtlijnen voor tiltechniek

In ergonomische handboeken wordt aanbevolen met de rechte rug en gebogen knieën te tillen en/of de last dicht bij het lichaam te tillen en te dragen. Op basis van metingen van de druk in de tussenwervelschijf en registraties van de EMG-activiteit van spieren (Andersson et al., 1976) en uit biomechanisch modelonderzoek waarin de compressiekracht op de tussenwervelschijf berekend werd bleek de tiltechniek minder belangrijk te zijn dan de afstand van de last tot het lichaam. Het verschil in berekende compressiekracht tussen de twee meest vergeleken technieken (tillen vanuit de rug en tillen met de benen) was gering (Anderson & Chaffin, 1986; Garg & Herrin, 1979; Leskinen et al., 1983). Dit wordt mede veroorzaakt doordat bij het tillen vanuit de rug de romp voorovergebogen wordt, hetgeen vooral leidt tot een toename van de schuifkracht op de tussenwervelschijf. Roozbazar (1974) vond, op grond van berekeningen met een hefboommodel, wel grote verschillen tussen de twee technieken. Deze verschillen kunnen volledig worden verklaard door het op de tussenwervelschijf uitgeoefende moment. Dit moment wordt bepaald door de romphouding én door de horizontale afstand van de last tot de tussenwervelschijf.

Het advies om de last zo dicht mogelijk bij het lichaam te houden (Garg & Herrin, 1979; Roozbazar, 1974; Anderson & Chaffin, 1986) is op grond van een eenvoudig mechanisch principe inzichtelijk: verlagen van het belastend moment ten opzichte van de lage rug. Bij een keuze voor het tillen met de benen moet het dan wel mogelijk zijn dat de last tussen de knieën kan worden genomen, daar an-

ders het belastend moment ten opzichte van de lage rug te groot wordt. In het geval dat de last niet tussen de knieën genomen kan worden, is het tillen met een licht gebogen romp en licht gebogen knieën raadzaam om zodoende de last toch dicht bij het lichaam te houden.

4.3.5 Conclusies

Voor de bepaling van het maximaal toelaatbare tilgewicht is de NIOSH-methode momenteel het best. Het advies om een last dicht bij het lichaam te dragen is belangrijker dan het advies om met de benen te tillen. De nadruk bij adviezen ten aanzien van tiltechniek zal moeten liggen op het verkleinen van het belastend moment op de lage rug. Dit kan door zowel de last dicht bij het lichaam te houden als door de romp zo verticaal mogelijk te houden.

4.4 ARBEIDSSITUATIES ZONDER RICHTLIJNEN

In deze paragraaf worden arbeidssituaties zonder bestaande richtlijnen besproken. Gekozen is voor een onderverdeling in dynamische (par. 4.4.1) en statische arbeidssituaties (par. 4.4.2). Binnen deze onderverdeling zullen dan twee- en driedimensionale arbeidssituaties aan de orde komen.

4.4.1 Dynamische arbeidssituaties

Voor dynamische arbeidssituaties, m.u.v. tillen van lasten in het sagittale vlak (par. 4.3), bestaan geen konkrete, op biomechanische criteria gebaseerde, richtlijnen. Dit geldt zowel voor enkele symmetrische (duwen en trekken in het sagittale vlak) als voor alle asymmetrische (driedimensionale) arbeidssituaties, waaronder torsie of laterale flexie van de wervelkolom.

Epidemiologisch onderzoek laat zien dat er een verband bestaat tussen enerzijds trekken en duwen en anderzijds lage-rugklachten. Bij hernia-patiënten bleek geen verband te bestaan (Hildebrandt, 1988).

In principe is het mogelijk tot richtlijnen te komen voor het maximaal toelaatbare lastgewicht bij trekken en duwen in het sagittale vlak. Als criterium voor overbelasting van de lage rug komt de compressiebelasting op een bewegingssegment in aanmerking (conform de NIOSH-methode; par. 4.3.1). Voor de berekening van de compressiebelasting bij trekken en duwen in het sagittale vlak volstaat een hefboommodel. De op te stellen richtlijnen zullen specifiek gericht moeten zijn op de houding van de duwer/trekker, op de richting van de krachtoefening en op de wrijving tussen de voeten en de ondergrond en tussen de last en de ondergrond.

Het belang van het opstellen van richtlijnen voor asymmetrische houdingen en bewegingen blijkt uit de volgende onderzoeksgegevens.

Kelsey et al. (1984) constateerden in een retrospectief epidemiologisch onderzoek dat het tillen van lasten zwaarder dan 11.3 kg (~ 25 pounds; willekeurige grenswaarde) op zich, zonder gelijktijdige rotatie, alleen een verhoogd risico voor een discusprolaps vertoont wanneer deze activiteit meer dan 25 maal per dag wordt uitgevoerd. Uit post-mortem-experimenten blijkt eveneens dat axiale compressie van een bewegingssegment (twee wervels met tussenliggende tussenwervelschijf), zoals optredend bij het tillen van een last, niet leidt tot een beschadiging van de discus (bijv. een discusprolaps), maar tot een fractuur in de vertebrale eindplaat (zie appendix 5).

Magora (1973) concludeerde, aan de hand van retrospectief epidemiologisch onderzoek, dat het torderen van de romp niet gerelateerd is aan het vóórkomen van lage-rugklachten. Ook Kelsey et al. (1984) constateerden dat het torderen van de romp op zich geen verhoogd risico betekent voor het krijgen van een discusprolaps. Adams & Hutton (1981) lieten aan de hand van post-mortem-experimenten zien dat zuivere torsie nauwelijks belastend is voor de anulus fibrosus, aangezien torsie voornamelijk wordt weerstaan door de facetgewrichten.

Kelsey et al. (1984) wederom toonden aan dat het met de getordeerde romp tillen van lasten zwaarder dan 11.3 kg wel samen gaat met een duidelijk verhoogd risico voor een discusprolaps. Het al verhoogde risico bij het met een getordeerde romp tillen neemt nog meer toe wanneer de knieën gestrekt zijn in plaats van gebogen.

Shirazi-Adl et al. (1987) (par. 3.4.2) lieten aan de hand van een eindige-elementenmodel zien dat de kracht op de vezels van de anulus fibrosus toeneemt indien een geflecteerd en voorbelast bewegingssegment axiaal geroteerd en/of naar lateraal geflecteerd wordt.

De gegevens over de blootstelling aan fysieke belasting van de ondervraagden zijn door Magora (1973) en Kelsey et al. (1984) slechts in zeer globale termen beschreven. De reden daarvoor is waarschijnlijk dat in retrospectieve studies blootstellingsgegevens vaak moeilijk achterhaalbaar zijn. De exacte werkhoudingen en -bewegingen, tilgewichten en -frequenties zijn daardoor onbekend.

Geconcludeerd wordt dat laterale flexie en/of axiale rotatie van de romp een belangrijke rol spelen bij het ontstaan van schade aan lage-rugstructuren en -klachten.

Het drie-dimensionale model van Schultz et al. (1982a) is toegepast bij staande en zittende asymmetrische houdingen met een naar lateraal geflecteerde en/of axiaal geroteerde romp (zie par. 2.3.2, 4.2 en 4.5.2). Dit betrof statische situaties. In principe is het model ook toepasbaar in dynamische situaties. Het model is gebruikt en gevalideerd met EMG-metingen bij houdingen met een gefixeerd bekken (zie par. 2.3.2.2). Met name bij een voorovergebogen en asymmetrische romphoudingen bleek de validatie matig. Aangezien in vele arbeidssituaties het bekken niet gefixeerd is, is de geldigheid van de toepassing van deze modelvoorspellingen in die situaties onbekend.

Een belangrijk onderdeel dat in de huidige modellen (die voornamelijk naar rompflexie kijken) ontbreekt of op slecht onderbouwde aannames gebaseerd is, betreft de relatie tussen de houding of houdingsverandering van de romp als geheel en de interne houding of houdingsverandering van de wervels, de thorax en het bekken (zie par. 2.2.2.1). Er bestaan aanwijzingen dat de houdingsveranderingen bij laterale flexie en/of axiale rotatie, door het voorkomen van gekoppelde bewegingen in verschillende vlakken, complexer zijn dan bij flexie in het sagittale vlak (Pearcy, 1985).

De maximale tilkracht voor asymmetrische houdingen met een getordeerde romp was slechts 48% (op kniehoogte) en 62% (op schouderhoogte) van de tilkracht bij een symmetrische houding in het sagittale vlak. De kracht werd uitgeoefend met de handen op eenzelfde hoogte en horizontale afstand tot de voetenpositie. De rol van de bovenste extremiteiten bij de afname van tilkracht in de asymmetrische houdingen is daardoor niet duidelijk geworden (Warwick et al., 1980). Opvallend is dat, evenals bij de in paragraaf 4.3.3 genoemde onderzoeken, ook in dit spierkrachtonderzoek de houding tussen de voeten- en handenpositie vrijgelaten is.

Smith et al. (1985) toonden aan dat de maximaal, statisch leverbare rotatiekracht (om de lengteas van het lichaam) slechts 43% (vrouwen) en 51% (mannen) is van de maximale extensiekracht in het sagittale vlak, bij een verticale, rechte romp.

McNeill et al. (1980) lieten zien dat bij een verticale, rechte romp de maximale, statisch leverbare extensiekracht van de rompspieren in het frontale vlak 67% (vrouwen) en 70% (mannen) is van de maximale extensiekracht in het sagittale vlak.

Evenals bij het uitoefenen van een tilkracht bij asymmetrische houdingen (een axiaal geroteerde romp) (Warwick et al., 1980) blijkt ook bij symmetrische houdingen in het sagittale vlak de maximaal leverbare kracht afhankelijk van de houding. Thorstensson & Nilsson (1982) hebben de maximale extensiekracht van de rugspieren bepaald op het traject van volledige flexie naar extensie. Het bekken werd daarbij gefixeerd en de kracht gemeten bij isokinetische beweging (twee snelheden) en bij statische situaties welke bij opeenvolging dezelfde beweging geven. Uit de resultaten blijkt dat in alle testsituaties de maximale extensiekracht geleverd kan worden tussen 20 en 36° flexie van de wervelkolom ten opzichte van het bekken. Bij 0° flexie was de hoogste maximale extensiekracht 20% minder dan de hoogste maximale extensiekracht op het gehele flexie-extensie traject (ruwe schatting op grond van de vertoonde grafieken). Deze resultaten werden voor statische situaties bevestigd door Smidt et al. (1983).

Geconcludeerd wordt dat richtlijnen voor asymmetrische, dynamische arbeidssituaties op grond van epidemiologisch en experimenteel onderzoek noodzakelijk zijn.

Het model van Schultz c.s. is in principe geschikt om de belasting op de lage rug in deze arbeidssituaties te bepalen. Het binnenkort beschikbare Michigan 3D model verdient echter waarschijnlijk de voorkeur.

Maximale rompspierkracht is sterk afhankelijk van de houding en de richting van krachtoefening. Dit gegeven kan van belang zijn bij de preventie van lage-rugklachten in de zin dat de belastbaarheid van de romp als geheel daardoor wordt bepaald.

4.4.2 Statische arbeidssituaties

Er bestaan nauwelijks konkrete richtlijnen die direct betrekking hebben op de werkhouding. Dit geldt zowel voor zittende als voor staande statische arbeidssituaties, onafhankelijk van uitwendige krachtleverantie. Slechts voor het symmetrisch in het sagittale vlak voorovergebogen staan is een richtlijn aanwezig, die stelt dat de hoek van de rechte romp met de verticaal maximaal 20° mag bedragen (Chaffin & Andersson, 1984). De basis van deze richtlijn is het niet overschrijden van 20%² van de maximale spierkracht, in verband met het optreden van spiervermoeidheid (Jørgensen, 1970). Het door Jørgensen gekozen uitgangspunt dat de door het optreden van spiervermoeidheid bepaalde volhoudtijd van een houding gerelateerd is aan het gebruikte percentage van de maximale spierkracht vormt een aanzet tot het formuleren van richtlijnen voor staande voorovergebogen houdingen. Nadere uitwerking is noodzakelijk, waarbij rekening zal moeten worden gehouden met een aantal gegevenheden. Zo is iedere houding gekoppeld aan een bepaalde volhoudtijd. Een oneindige volhoudtijd, zoals door Jørgensen verondersteld bij het gebruik van minder dan 20% van de spierkracht is onjuist (Björkstén & Jonsson, 1977; Hagberg, 1981). De maximale rugspierkracht is afhankelijk van de houding (Thorstensson & Nillson, 1982; Smidt et al., 1983). Krachtoefening met de bovenste extremiteiten bij een voorovergebogen romphouding beïnvloedt de benodigde rompspierkracht.

In ergonomische handboeken wordt de werkhouding voorgeschreven aan de hand

²Chaffin & Andersson (1984) noemen ten onrechte de waarde van 30%.

van indirecte criteria als werkhoopte, de zithoopte etc.. De beoogde werkhouding is meestal niet expliciet aangegeven. De bron voor de richtlijnen wordt veelal niet vermeld. Slechts Chaffin & Andersson (1984) gebruikten in hun ergonomische adviezen de resultaten van kinesologisch/biomechanisch onderzoek (Andersson et al., 1974; Andersson & Örtengren, 1974). Andersson et al. (1974) bestudeerden het effect van diverse ongesteunde zithoudingen zowel als van de rugleuningshoek en de vorm van de rugsteun van gesteunde zithoudingen op de rugspieractiviteit en de druk in de tussenwervelschijf L3-L4. Zowel een toename van de rugleuningshoek als een meer geprononceerde lumbale rugsteun deed de rugspieractiviteit en de druk in de tussenwervelschijf afnemen. Andersson & Örtengren (1974) lieten zien dat de rugspieractiviteit en de druk in de tussenwervelschijf nauwelijks beïnvloed worden door de tafelhoepte of de hoepte van de lumbale rugsteun maar wel door de taak. De rugspieractiviteit en de druk in de tussenwervelschijf waren groter bij taken als het optillen van een last en typen dan bij rechtop zitten. Beide zijn kleiner bij schrijven dan bij rechtop zitten.

Vooralsnog is het echter niet duidelijk of staande en/of zittende statische arbeidssituaties een risicofactor vormen voor lage-rugklachten. Hildebrandt (1988) concludeerde op grond van een inventarisatie van epidemiologisch onderzoek dat langdurig zitten en/of staan een risico kan vormen voor LBP ('low back pain'), maar dat dit niet altijd het geval is. Wel werd een langdurig voorovergebogen houding (voornamelijk bij staan) als risicofactor voor LBP geïdentificeerd. Onduidelijk is hoe LBP in de geïnterviewde onderzoeken werd gedefinieerd. Het is mogelijk dat rugspiervermoeidheid en/of kruip tijdens statische arbeidssituaties een belangrijk deel van de LBP veroorzaken.

Het model van Schultz c.s. (zie par. 2.3.1) is toegepast tijdens zittende en staande statische arbeidssituaties. De beperking van deze toepassing is gelegen in het feit dat het bekken in een specifieke stand gefixeerd is en de modelvoorspellingen onafhankelijk zijn van de ruimtelijke posities van de lichaamssegmenten onder de werfel L3 (zie par. 2.2.2.1; 'Houding'). Met name bij zitten heeft het bekken veelal een meer achterovergekanfelde stand dan bij rechtop staan (zie onder). Het vooroverbuigen van de romp in het sagittale vlak gebeurt aanvankelijk door flexie van de lumbale wervels, waardoor ook een soort achteroverkanteling van het bekken

ten opzichte van de lumbale wervels ontstaat. In het model van Schultz c.s. blijven de mogelijke effecten van veranderingen in de stand van het bekken en de wervels ten opzichte van elkaar en van veranderingen in de lengte en de momentsarm van spieren op de belasting op de tussenwervelschijf L3-L4, de spierbelasting en het al of niet optreden van spierversmoeidheid derhalve aan het oog onttrokken.

De bekkenstand is mogelijk een belangrijke parameter bij statische werkhoudingen. Bij zitten bleek dat houdingsverandering van het bekken en de onderste extremiteiten een groot effect heeft op de stand van de wervels ten opzichte van het bekken in het sagittale vlak (Keegan, 1953; Burandt & Grandjean, 1964; Burandt, 1969; Andersson et al., 1979; Stokes & Aborey, 1980; Brunswic, 1984).

Er bestaat slechts summiere kennis ten aanzien van de effecten van houding in het algemeen en standsveranderingen van het bekken, de onderste extremiteiten en de wervels op de belasting op de lage rug. Bij zitten bestudeerden Andersson c.s. tijdens twee afzonderlijke onderzoeken met dezelfde experimentele stoel het effect van onder andere de rugleuninghoek en de vorm van de rugsteun op de stand van het bekken en de lumbale wervels (Andersson et al., 1979) alsmede op belastingsparameters als de EMG-activiteit van de lange rugspieren en de druk in de tussenwervelschijf L3-L4 (Andersson et al., 1974).

Bij staan bleek dat veranderingen van de bekkenstand in het frontale vlak van meer dan 6 graden (uitwendig geregistreerd) bij rechtop staan de rugspieractiviteit lokaal licht (tot 2%) maar significant doet toenemen (Vink & Kamphuisen, 1988).

De volhoudtijd (maximale duur totdat spierversmoeidheid optreedt) van een houding neemt af naarmate de relatieve spierbelasting (actuele spierkracht gedeeld door de maximale spierkracht) hoger is. Immers uit fysiologisch onderzoek is de hyperboolvormige relatie tussen de relatieve spierkracht en de volhoudtijd (maximale duur tot spierversmoeidheid optreedt) van een spiercontractie bekend. Het model van Schultz c.s. kan in principe de belastingsgraad van de afzonderlijke spieren bepalen. Door de modelbeperkingen lijkt toepassing van het model in huidige vorm mogelijk alleen reëel in staande, licht voorovergebogen houdingen en

niet bij zitten.

De maximale spierkracht van de romp als geheel is afhankelijk van de houding (zie par. 4.4.1). Bepaling van de maximale rompspierkracht bij staan en zitten in diverse houdingen en van de actueel benodigde rompspierkracht om een houding te handhaven geeft de relatieve spierbelasting van de romp als geheel. Experimentele bepaling van de relatie tussen relatieve rompspierbelasting en de volhoudtijd van een houding geeft dan inzicht in het optreden van spierversmoedigheid.

De elektrische activiteit van spieren (EMG-amplitudo) is in statische situaties gerelateerd aan de absolute spierkracht (Hof, 1981). De maximale duur van een spiercontractie totdat vermoeidheid optreedt is echter gerelateerd aan de relatieve spierkracht (actueel uitgeoefende absolute kracht gedeeld door de maximale kracht) (Rohmert, 1966). Een lage EMG-amplitudo van de rompspieren kan een indicatie zijn voor een optimale houding, ter voorkoming van spierversmoedigheid. Voorwaarde is dan dat de maximale spierkracht even groot blijft.

Voor de interpretatie van EMG-gegevens (amplitudo) is het derhalve van belang inzicht te hebben in de relatie tussen maximale spierkracht en de houding. Het is aannemelijk dat spierlengte (rek) afhankelijk is van houding (bijv. vooroverbuigen van de romp of kanteling van het bekken). De maximale actief leverbare kracht van een spier is afhankelijk van de actuele rek (zie Fig. 2.2b). Derhalve is inzicht nodig in de relatie tussen houding en spierlengte. Daarvoor is een biomechanisch model geschikt.

Geconcludeerd wordt dat richtlijnen voor statische arbeidshoudingen slechts zeer summier op biomechanisch onderzoek gefundeerd zijn. De, met bestaande richtlijnen, beoogde houding wordt zelden vermeld. Wanneer bij het opstellen van richtlijnen al resultaten van biomechanisch onderzoek zijn gebruikt, hebben deze richtlijnen voornamelijk betrekking op instellingen van meubilair al dan niet gerelateerd aan specifieke taken. Langdurig zitten en/of staan kan lage-rugklachten veroorzaken. Bij onderzoek naar de belasting op de lage rug ten gevolge van statische werkhoudingen is niet evident welk criterium voor overbelasting (spierversmoedigheid, kruip van een tussenwervelschijf of ligament) gekozen moet worden (zie par. 4.2.2).

Het model van Schultz c.s. (1) is in principe in staat de relatieve belasting van de afzonderlijke rompspieren tijdens staande statische werkhoudingen te bepalen en te komen tot adviezen voor een optimale lichaamshouding. Toepassing van het model bij zitten is niet zonder meer aan te bevelen. Met name de bekkenstand (niet in het model opgenomen) kan invloed hebben op de spierbelasting. Modelverbetering lijkt voor deze toepassing noodzakelijk. Kruip van een tussenwervelschijf of ligament kan door het model in het geheel niet worden bepaald.

Ook de experimentele bepaling van de relatieve spierbelasting van de romp als geheel en de experimentele bepaling van EMG van rompspieren (in combinatie met een biomechanisch model) kunnen inzicht geven in de optimale houding, ter preventie van spierversmoeidheid.

4.5 RESUMÉ

4.5.1 Dynamische arbeidssituaties

De pogingen om te komen tot richtlijnen voor rugbelasting in dynamische arbeidssituaties kenmerken zich door het zoeken naar een zo klein mogelijk aantal, eenvoudig meetbare parameters (uitwendig gemeten spierkracht, intra-abdominale druk)(zie par. 4.3). De aandacht van de onderzoekers beperkte zich tot nu toe voornamelijk tot het tillen van lasten in het sagittale vlak. Dit is een geïsoleerde, in de arbeidspraktijk niet veel voorkomende tilsituatie. Huidige richtlijnen zijn derhalve ook beperkt tot het symmetrisch in het sagittale vlak tillen van lasten (zie par. 4.3). Van de methoden voor de bepaling van het maximaal toelaatbare tilgewicht is de NIOSH-methode momenteel de meest aanvaardbare.

Op grond van epidemiologisch en biomechanisch onderzoek blijkt dat asymmetrische werkhoudingen en -bewegingen potentieel schadelijk zijn voor de lage rug (zie par. 4.4.1). Derhalve zal het onderzoek zich speciaal op asymmetrische arbeidssituaties (gebogen en gedraaide romp) moeten richten.

Voor het verminderen van de mechanische rugbelasting tijdens tillen is een een

oudig toegankelijke methode nodig waarmee deze belasting bepaald kan worden. Deze methode moet ook gelden voor gebogen en gedraaide tilhoudingen. De methode kan bestaan uit een 'atlas' waarin combinaties van gebogen en gedraaide tilhoudingen staan beschreven, waarbij per combinatie wordt aangegeven hoe groot de rugbelasting is afhankelijk van het tilgewicht. Zo'n atlas kan opgesteld worden op basis van het biomechanische Michigan 3D model, nadat getest is in welke houdingen dit geldig is.

Om na te gaan in hoeverre toepassing van de atlas leidt tot vermindering van het optreden van rugklachten, moet prospectief epidemiologisch onderzoek verricht worden in arbeidssituaties waar de atlas toegepast wordt.

Door de correlatie van epidemiologische gegevens met overbelastingsvoorspellingen worden de exacte relaties tussen belasting en schade alsmede schade en pijn niet opgehelderd; via deze weg echter wordt wel inzicht verkregen in de toelaatbaarheid van belasting op de lage rug. De samenhang tussen arbeidsomstandigheden (uitwendige belasting) en lage-rugklachten (zie Fig. 1.11) kan zodoende ten dele gedetailleerder dan tot nu toe bestudeerd worden en uiteindelijk tot richtlijnen leiden. Een gelijksoortige aanpak is reeds eerder door Chaffin c.s. (Chaffin & Park, 1973; Chaffin et al., 1978; Herrin et al., 1986) gebruikt.

De pogingen om te komen tot richtlijnen op grond van spierkracht beperken zich, m.u.v. het werk van Chaffin c.s. (zie par. 2.3.2; SSPL-model), tot uitwendig meten van absolute maximale spierkracht (zie par. 4.3.3). De registratie van de spierkracht vindt plaats op een bepaalde locatie van krachtoefening of in één bepaalde houding. De maximaal te leveren rompspierkracht is echter sterk afhankelijk van de romphouding en de richting van de kracht. Bij extreme romphoudingen is de maximaal te leveren kracht tot ongeveer de helft lager dan de extensiekracht van de rugspieren (in een licht voorovergebogen houding)(zie par. 4.4.1). Een beter uitgangspunt bij de preventie van lage-rugklachten lijkt de vraag hoe groot de relatieve spierbelasting is bij alle houdingen en uitwendige belastingen die voorkomen bij de uitvoering van een taak. Relatieve spierbelasting wordt gedefinieerd als de verhouding van de rompspierbelasting en rompspierbelastbaarheid. Bij rompspierbelastbaarheid kan gedacht worden aan de maximale spierkracht of een percentage van de maximale spierkracht. Een hoge relatieve spierbe-

lasting van de romp en lage rug kan eenvoudig tot overbelasting van de lage rug leiden. Het concept 'Relatieve spierbelasting' is door Chaffin c.s. (Martin & Chaffin, 1972; Garg & Chaffin, 1975) toegepast op de spiergroepen over de belangrijkste gewrichten, met uitzondering van de rompspiergroepen.

Het is raadzaam te komen tot een operationalisatie van het concept 'Relatieve spierbelasting' voor de romp en lage rug. Konkreet is voor de operationalisering van dit concept noodzakelijk:

- de bepaling van de maximale rompspierkracht bij een scala van houdingen en eventueel bij diverse snelheden van uitgevoerde bewegingen bij werknemers in een gestandaardiseerde proefopstelling.
- de bepaling van de daadwerkelijk vereiste rompspierkracht tijdens in het laboratorium nagebootste arbeidssituaties; met behulp van bewegingsregistratie-apparatuur, krachtregistratie-apparatuur en een macromodel.
- het relateren van de vereiste rompspierkracht aan de maximale rompspierkracht bij de voorkomende houdingen in arbeidssituaties.

Het systematisch in kaart brengen van de verhoudingen van de maximale rugspierkrachten over een groot spectrum van mogelijk romphoudingen levert een beeld van mogelijk 'risicohoudingen', vergelijkbaar met de atlas op basis van een biomechanisch model.

In een latere fase kunnen de experimentele gegevens met betrekking tot maximale spierkrachten bij de hele scala aan romphoudingen gebruikt worden om de voorstellingen van het macromodel van Schultz c.s. (en het Michigan 3D model) te toetsen.

4.5.2 Statische arbeidssituaties

Richtlijnen ten aanzien van statische arbeidssituaties hebben tot op heden betrekking op specifiek meubilair en/of specifieke taken (par. 4.4.2). Dit betekent een beperking van de toepassing van de richtlijnen bij andere statische arbeidssituaties. Om deze beperking te vermijden dient de werkhouding directer te worden beïnvloed op grond van eenvoudige, universeel toepasbare houdingsparameters (met name de stand van het bekken en de romp, maar ook de onderste extremitei-

ten) en niet op grond van taak- en/of meubilairspecifieke parameters. Om te komen tot richtlijnen zal een criterium voor overbelasting van de lage rug moeten worden gekozen.

Rugspiervermoeidheid is mogelijk een belangrijke veroorzaker van lage-rugklachten in statische arbeidssituaties. De kans op rugspiervermoeidheid neemt toe bij een verhoogde en/of langer durende spierbelasting. Om te komen tot richtlijnen voor de houding in statische arbeidssituaties dient derhalve de relatie tussen rompspierbelasting (hoogte en duur) en houding (stand van het bekken, de romp en de onderste extremiteiten) onderzocht te worden.

In statische arbeidssituaties (zitten zowel als staan) is relatieve spierkracht (zie par. 4.4.1 en 4.5.1), ter preventie van rugspiervermoeidheid, een acceptabele belastingsmaat. De operationalisatie van het concept 'Relatieve spierkracht' kan voor de afzonderlijke rompspiers met het model van Schultz c.s. (mogelijk in verbeterde vorm) en voor de rompspiers als geheel door de experimentele bepaling van de maximale rompspierkracht in diverse houdingen gecombineerd met de bepaling van de actueel benodigde rompspierkracht (zie par. 4.5.1).

De EMG-activiteit (amplitudo) van de rompspiers kan een maat zijn voor rompspierbelasting en dan als indicatie gebruikt worden voor optimale houdingen (ter voorkoming van spiervermoeidheid). Voor de interpretatie van de EMG-gegevens (en gegevens over bijbehorende uitwendig geregistreeerde krachten) lijkt een biomechanisch model noodzakelijk.

Richtlijnen voor statische werkhoudingen, ter preventie van rugspiervermoeidheid, kunnen op grond van dit onderzoek opgesteld worden.

4.5.3 Conclusies

1. Het criterium compressiebelasting op een bewegingssegment lijkt geschikt om een voorlopige 'bovengrens' voor fysieke belasting aan te geven. De voorkeur voor dit criterium boven andere is ten dele gebaseerd op de relatief eenvoudige wijze waarop het bepaald kan worden.
Intra-abdominale druk is op grond van de huidige kennis ongeschikt als criterium.

2. Maximaal toelaatbare waarden behorend bij de criteria voor overbelasting van de lage rug zijn nog niet goed bekend. Op basis van literatuurwaarden is een grens van 1500 tot 2250 N uitgerekend voor de maximale compressiekracht op laag-lumbale wervels, aanzienlijk lager dan de vaak gebruikte grens van ongeveer 3500 N. Voor de groep van stevige, jonge mannen (< 40 jaar) liggen deze grenzen op 2650 tot 3300 N.
3. Het model van Schultz c.s. en vooral het binnenkort beschikbare Michigan 3D model zijn de beste modellen voor de bepaling van de actuele waarde van de belasting op de lage rug, i.c. compressiekracht op de tussenwervelschijf, bij gegeven arbeidsomstandigheden (uitwendige belasting). Een voordeel van deze modellen is de mogelijkheid tot verwerking van asymmetrische belastingen. Een nadeel is dat de modelvoorspellingen onafhankelijk zijn van de ruimtelijke posities van de lichaamssegmenten onder de wervel L3.
4. Van de bestaande richtlijnen voor het maximaal toelaatbare gewicht bij tillen in het sagittale vlak is de NIOSH-methode het best. De nadruk bij adviezen ten aanzien van tiltechniek zal moeten liggen op het verkleinen van het belastend moment op de lage rug. Dit kan door zowel de last dicht bij het lichaam te houden als door de romp zo verticaal mogelijk te houden.
5. In principe is het mogelijk tot richtlijnen te komen voor trekken en duwen in het sagittale vlak op grond van de bepaling van de compressiekracht op de tussenwervelschijf met een hefboommodel. Speciale aandacht zal moeten uitgaan naar de werkhouding en de voorwaarden met betrekking tot de wrijving tussen de ondergrond en de voeten alsmede de ondergrond en de last (zie appendix 8: onderzoeksadvies 4).
6. Richtlijnen voor asymmetrische, dynamische arbeidssituaties zijn noodzakelijk. Het model van Schultz c.s. en vooral het binnenkort beschikbare Michigan 3D model zijn in principe geschikt om de belasting op de lage rug in deze arbeidssituaties te bepalen (zie appendix 8: onderzoeksadvies 1).
7. Maximale rompspierkracht is sterk afhankelijk van de houding en de richting van krachtoefening. Relatieve rompspierbelasting (in een arbeidssituatie vereiste rompspierkracht gedeeld door de maximale rompspierkracht) is in dynamische en statische arbeidssituaties een acceptabele belastingsmaat voor de lage rug en biedt perspectieven bij de preventie van lage-rugklachten (zie appendix 8: onderzoeksadviezen 2 en 3).

8. Bestaande richtlijnen voor statische arbeidshoudingen zijn slechts zeer summier op biomechanisch onderzoek gefundeerd. De, met bestaande richtlijnen, beoogde houding wordt zelden vermeld. Biomechanisch onderzoek naar statische werkhoudingen betreft voorkeursinstellingen van specifiek meubilair, al dan niet gerelateerd aan specifieke taken. Rugspiervermoeidheid is mogelijk een belangrijke veroorzaker van lage-rugklachten in statische arbeidssituaties. De kans op rugspiervermoeidheid neemt toe bij een verhoogde spierbelasting. Derhalve dient de relatie tussen rugspierbelasting en houding (stand van de onderste extremiteiten, bekken en romp) onderzocht te worden (zie appendix 8: onderzoeksadvies 3).

APPENDIX 1 BEGRIPPENLIJST

anisotroop materiaal

Een materiaal is anisotroop als de mechanische eigenschappen (b.v. stijfheid) in de diverse richtingen verschillen. De meeste biologische materialen zijn anisotroop.

belasting

Algemene term voor het toedienen van een kracht en/of een moment. Omdat kracht en moment vectoren zijn met alle drie componenten, is belasting een vector met zes componenten.

bewegingssegment

Een eenheid van de wervelkolom die bestaat uit twee naburige wervels en de verbindende zachte structuren, met uitzondering van de spieren.

doelfunctie

De functie die geminimaliseerd of gemaximaliseerd wordt tijdens een proces van optimalisatie.

dynamisch

We spreken van een dynamische belasting als traagheidskrachten (ten gevolge van versnellingen) een belangrijke rol spelen

elasticiteitsmodulus

De verhouding tussen spanning en rek in een materiaal. De eenheid van de elasticiteitsmodulus (E) is N/m^2 of Pa.

fenomenologisch

Een fenomenologisch model beschrijft een structuur als een black box. Alleen de beschrijving van het gedrag is van belang, niet de fysische mechanismes waardoor dit gedrag ontstaat.

fissuur

spleet.

free body diagram

free body analysis is een techniek om de inwendige krachten in een punt van een structuur uit te rekenen. Het te analyseren deel van de structuur wordt (in gedachten) losgesneden. Alle krachten en momenten die van buiten de losgesneden structuur op de grenzen werken worden aangegeven. Evenwichtsvergelijkingen kunnen dan gebruikt worden om de inwendige krachten uit te rekenen in

termen van de uitwendige belastingen. Het geïsoleerde deel van de structuur wordt een free body diagram genoemd.

fysiologische dwarsdoorsnede

Som van de dwarsdoorsnedes van de vezels in een spier.

Bij een geveerde spier is de fysiologische dwarsdoorsnede groter dan dwarsdoorsnede.

hysteresis

zie appendix 4

kracht

Actie die de toestand van beweging verandert van het lichaam waarop de kracht wordt uitgeoefend.

kruip

zie appendix 4

lineair elastisch

We spreken van lineair elastisch gedrag als er een lineair verband is tussen belasting en verplaatsing. Het gedrag is niet tijdsafhankelijk.

kromtestraal

De straal van een cirkel die een gegeven curve op een bepaald punt zo goed mogelijk past. De kromtestraal is een maat voor de vloeiendheid van een curve.

mathematisch model

Een set mathematische vergelijkingen die het gedrag van een fysisch systeem kwantitatief beschrijven.

moment

Een paar even grote, tegengesteld gerichte krachten veroorzaakt een draaiing. Het produkt van de kracht en de afstand tussen de krachten is de grootte van het moment. De eenheid is Nm. Een synoniem is koppel.

nociceptieve sensoren

Op pijnprikkels reagerende zenuweindigingen.

optimalisatie

Het maximaliseren van een bepaalde functie (doelfunctie) onder het vervullen van bepaalde beperkende voorwaarden.

Poisson's ratio

De verhouding tussen dwarsrek en axiale rek. De Poisson's ratio (ν) is dimensieloos.

rek

De verandering in lengte gedeeld door de rustlengte. De rek (ϵ) is dimensieloos.
reksnelheid

De verandering van rek per eenheid tijd. De eenheid is s^{-1} .

reksnelheidsafhankelijkheid

zie appendix 4

sequester

afgestorven botfragment

schuifspanning

De intensiteit van een kracht evenwijdig aan het oppervlak waarop die werkt.
De eenheid is N/m^2 .

spanning

De kracht per eenheid oppervlak en een maat voor de intensiteit van de kracht. Er zijn twee soorten spanning: normaalspanning (σ) en schuifspanning (τ). Normaalspanning verloopt loodrecht op het oppervlak van een doorsnede. Schuifspanning is evenwijdig aan een doorsnede. De eenheid is N/m^2 of Pa.

spannings-rek diagram

Een diagram van spanning (op de y-as) tegen rek (op de x-as). Deze relatie geeft mechanisch gedrag van het materiaal.

spanningsrelaxatie

zie appendix 4.

statisch

Een belasting is statisch als traagheidskrachten geen rol van betekenis spelen. Er zijn twee gebieden te onderscheiden: het gebied waar visco-elastische fenomenen zoals kruip belangrijk zijn en het gebied dat quasi-statisch beschreven kan worden.

sterkte

De hoogte van de belasting waarbij breuk optreedt.

structureel

Een structureel model tracht fysisch te verklaren door welke processen het gedrag verklaard kan worden.

vermoeidheid

Een proces van ontstaan en groei van scheurtjes in structuren die herhaald belast worden. De belasting is in het algemeen onder de 'faalbelasting'.

APPENDIX 2 ALGEMENE ANATOMISCHE BENAMINGEN

Aan de romp zijn te onderscheiden: borst, thorax, buik, abdomen en bekken, pelvis, zie ook Fig. A2.1.

Hoofdassen

Verticale (longitudinale) as = lengteas (5) van lichaam: staat bij rechtopstaande houding loodrecht op de grond.

Transversale (horizontale) as = dwarsas (6): staat loodrecht op lengteas, loopt van links naar rechts.

Sagittale as (7): loopt van achter- naar voorkant van lichaam en staat loodrecht op de beide, juist genoemde assen.

Belangrijkste vlakken

Mediane vlak: aangebracht door lengte- en sagittale as, daarom ook mediaan-sagittale vlak (8) genoemd: deelt het lichaam in twee bijna gelijke helften.

Sagittale vlak (9): paramediane vlak; ieder vlak evenwijdig aan mediaansagittale vlak.

Frontale of coronale vlak (10): vlak, dat transversale assen bevat, evenwijdig aan voorhoofd en loodrecht op mediaansagittale vlak gelegen. Transversale vlakken (11): staan loodrecht op het mediaansagittale vlak en op een frontaal vlak. Bij rechtopstaande houding liggen ze horizontaal.

Richtingen in de ruimte

Craniaal : in de richting van de schedel (12)

Superior : naar boven (bij recht lichaam)(12)

Caudaal : stuitwaarts (13)

Inferior : naar onder (bij rechte houding)(13)

Mediaal : naar het midden toe; naar het mediane vlak toe (14)

Lateraal : van het midden af; van het mediane vlak af (15)

Centraal : naar het inwendige van het lichaam toe (17)

Perifeer : naar het oppervlak van het lichaam toe (18)

Anterior : naar voren toe (19)

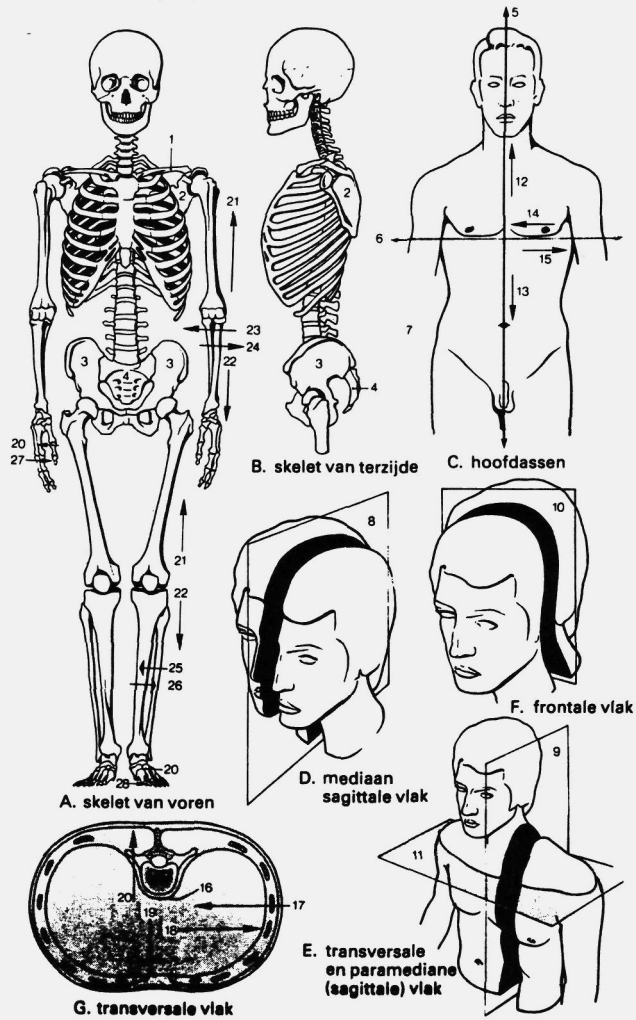


Fig. A2.1 Algemene anatomische benamingen, de nummers worden in de tekst verklaard. (Uit: Kahle et al., 1981)

Ventraal : buikwaarts (19)

Posterior : naar achter toe (20)

Dorsaal : rugwaarts (20)

Proximaal : naar de bevestiging van de ledematen aan de romp toe (21)

Distaal : verder van de romp verwijderd liggend (22)

Bewegingsrichtingen

Flexie : buiging

Extensie : strekking

Abductie : van het lichaam af (naar buiten trekken)

Adductie : naar het lichaam toe (aantrekken)

Rotatie : draaiing, beweging om een as (volgens kegeloppervlak)

Circumductie: ronddraaiing.

APPENDIX 3 EINDIGE ELEMENTENMETHODE

Aan de eindige elementenmethode (EEM) ligt een schematisering van het bestaande object ten grondslag. De te onderzoeken structuur wordt in een eindig aantal zogenaamde elementen verdeeld, gemarkeerd door zogenaamde knooppunten. Deze elementen hebben een eenvoudige vorm, bijvoorbeeld driehoeken of vierkanten voor een twee-dimensionaal model en bijvoorbeeld tetraëders of prisma's voor een drie-dimensionaal model. De grootte en de vorm van de elementen kunnen zodanig gekozen worden, dat objecten met een onregelmatige geometrie tot op ieder gewenst niveau van nauwkeurigheid beschreven kunnen worden. Aan de elementen worden fysische eigenschappen toegekend, die per element kunnen verschillen. Uit de eis dat de elementen tesamen de beschouwde constructie zo goed mogelijk dienen te representeren, volgt een (groot) aantal vergelijkingen in zeer veel zogenaamde knooppuntverplaatsingen. Het opstellen en oplossen van deze vergelijkingen bij een gegeven belasting van het model vindt plaats met een computer. Daarna worden de spanningen in het model uitgerekend.

De informatie, die nodig is voor een dergelijke analyse, bestaat uit een aantal gegevens betreffende:

- a) geometrie
 - een geometrische definitie van het model;
 - de coördinaten van de knooppunten;
 - het aantal knooppunten en elementen;
 - een nummering ter identificatie van de knooppunten en de elementen;
- b) materiaaleigenschappen:
 - de grootheden, die het materiaalgedrag karakteriseren (de materiaalconstantes) per element;
- c) belastingssituatie:
 - een definiëring van het krachtenpatroon aan de belaste knooppunten;
- d) grensvlakken:
 - de koppelvoorwaarden voor de deelgebieden van de structuur.

Zijn deze gegevens eenmaal gespecificeerd dan kunnen zowel de verplaatsingen als de spanningen met behulp van een computerprogramma berekend worden.

De berekening levert gegevens over:

- de verplaatsingen van ieder knooppunt;
- de rekken in ieder element;
- de grootte en de richting van de hoofdspansingen in ieder element.

Beperkingen van de methode

Het probleem bij de EEM is vooral gelegen in de invulling van de mateloze vrijheid, die de methode biedt. De wezenlijke beperking wordt gevormd door de schematisering –modelvorming–, bijvoorbeeld ten aanzien van materiaalkarakteristieken, geometrie en belasting. Bovendien is het invoeren van de gegevens en de interpretatie van de resultaten een aanzienlijke hoeveelheid werk.

APPENDIX 4 VISCO-ELASTICITEIT

Het begrip "visco-elastisch" slaat op een heel spectrum van mogelijke mechanische karakteristieken. Aan het ene uiteinde van dit spectrum bevindt zich visceus materiaalgedrag en aan het andere elastisch materiaalgedrag. Visco-elastisch gedrag wordt gekenmerkt door een combinatie van visceus en elastisch gedrag. De "kruising" van deze twee klassen van materiaalgedrag resulteert in materiaalkarakteristieken, waarin visceuze en elastische fenomenen niet strikt te scheiden zijn, maar die gekenmerkt worden door typische visco-elastische fenomenen. Deze typische kenmerken vinden hun gemeenschappelijke oorzaak in het feit dat bij visco-elastisch materiaalgedrag de momentane vervormingstoestand (spanningstoestand) niet alleen bepaald wordt door de momentane spanningstoestand (vervormingstoestand) zoals bij elastisch gedrag, maar ook door de aan het momentane tijdstip voorafgegangene geschiedenis van de spanningen en de vervormingen. Een visco-elastisch medium bezit als het ware een geheugen. Enkele typische visco-elastische fenomenen zijn: reksnelheidsafhankelijkheid, kruip, spanningsrelaxatie en hysteresis.

Reksnelheidsafhankelijkheid

Bij trekproeven met constante reksnelheid zal in het algemeen bij een bepaalde waarde van de rek een bij behorende spanningswaarde gevonden worden die hoger zal zijn naarmate de waarde van de constante reksnelheid hoger wordt gekozen. Bij elastisch materiaalgedrag wordt bij het oprekken met verschillende reksnelheden telkens dezelfde σ - ϵ curve gevonden.

Kruip bij constante belasting

Bij het plotseling aanbrengen van een belasting die vervolgens constant wordt gehouden zal de vervorming in het algemeen ook plotseling (instantaan) veranderen, maar vervolgens -bij constante belasting- eerst relatief snel maar geleidelijk aan steeds langzamer toenemen en uiteindelijk veelal een constante evenwichtswaarde bereiken. De vervorming is een monotone, niet dalende functie van de tijd.

Spanningsrelaxatie bij constante rek

Bij het plotseling aanbrengen van een constante rek zal (in het algemeen) ook de spanning plotseling veranderen en daarna –bij constante rek– eerst betrekkelijk snel maar gaandeweg steeds langzamer afnemen en uiteindelijk een constante waarde (al dan niet gelijk aan nul) bereiken. De spanning is een monotone, niet stijgende functie van de tijd.

Hysteresis bij cyclisch verlengen en verkorten

De σ - ϵ curven die worden doorlopen tijdens verlengen en verkorten met constante reksnelheid zullen in het algemeen niet samenvallen. Dit verschijnsel wordt hysteresis genoemd. Het door de beide curven ingesloten oppervlak, ook wel aangeduid als "hysteresis-oppervlak" of "hystereselus", is een maat voor de toegevoerde arbeid of energie die tijdens het verlengen en verkorten verloren is gegaan. Er is dus sprake van energiedissipatie: mechanische energie wordt omgezet in warmte. Dit verschijnsel treedt nagenoeg altijd op bij visco-elastisch materiaalgedrag.

Omdat energiedissipatie leidt tot warmteontwikkeling en dus tot temperatuurverhoging met als mogelijke gevolgen thermische uitzetting en verandering van materiaalconstanten en -functies (deze laatste zijn vaak sterk temperatuursafhankelijk) spelen thermische effecten dus vrijwel altijd een rol bij visco-elastisch materiaalgedrag.

Materiaal-veroudering

Van het verschijnsel materiaalveroudering is sprake wanneer de materiaaleigenschappen als functie van de tijd veranderen. Een verouderend materiaal zal op een bepaald belastings- of vervormingspatroon dat onder identieke mechanische, thermische en chemische omgevingscondities maar op verschillende tijdstippen wordt aangeboden, verschillend reageren. Biologische weefsels vertonen dit fenomeen. In de loop van de tijd worden zij stijver en brosser.

Relaxatie- en retardatiespectra

Eenvoudige veer-dempermodellen bezitten een beperkt aantal tijdconstanten (voor relaxatie en kruip). Bij de beschrijving van het visco-elastisch gedrag van werkelijke materialen zijn dergelijke simpele modellen al vlug ontoereikend. Een realistische beschrijving vereist vrij snel een combinatie van een relatief groot aantal van deze eenvoudige modellen. De afleiding van de constitutieve vergelijkingen wordt dan een moeizame aangelegenheid terwijl de uiteindelijke vergelijkingen moeilijk te hanteren zijn. Daarom wordt bij de beschrijving van het visco-elastisch gedrag van concrete materialen het concept van de zogenaamde relaxatie- en retardatiespectra gebruikt. Bij gebruik van deze spectra wordt bij de modelvorming niet meer gewerkt met een beperkt aantal tijdconstanten maar met een (veelal begrensde) continue range van tijdconstanten. Modellen geformuleerd in termen van continue spectra worden vaak kortweg 'continue modellen' genoemd terwijl veerdempermodellen van het etiket 'discreet' voorzien worden. De wijze waarop de spectra worden geïntroduceerd -en daarmee hun formulering- verschilt nogal eens.

APPENDIX 5 MEDISCHE MODELLEN MET BETREKKING TOT DE PATHOMECHANICA VAN DE LAGE RUG

Bij de diagnostiek van aandoeningen aan het bewegingsapparaat staan de relaties tussen de etiologie, de pathologie en de symptomen centraal. Het doel van het onderhavige stuk is hypothesen voor de etiologie van lage-rugdysfunctie en hun eventuele toetsing, zoals aanwezig in de medische literatuur, expliciet weer te geven. De nadruk zal daarbij liggen op biomechanisch georiënteerde hypothesen voor dysfunctie ten gevolge van fysieke (over-)belasting; hetgeen zowel veroorzaakt kan worden door een te grote belasting als door een te kleine belastbaarheid. De hoogstwaarschijnlijk belangrijke rol van de natuurlijke degeneratie binnen de pathomechanica van de lage rug wordt onderkend, maar zal hier nauwelijks besproken worden. Een tweede doel van deze beschrijving is het creëren van een 'kapstok' voor de plaatsing van een deel van de medische literatuur over de lage rug.

Bij de beschrijving van de pathomechanica van de lage rug worden met name overbelastingen ten gevolge van compressie, in de richting van de lengteas, en rotatie, om de lengteas, van een bewegingssegment gezien als primaire veroorzakers van lage-rugklachten (Farfan, 1977). Uiteindelijk kunnen deze overbelastingen resulteren in grosso modo twee uitingsvormen. Hypermobiliteit (abnormale bewegingsmogelijkheid) van een substructuur van de lage rug, al dan niet in samenwerking met een andere hypermobile structuur leidend tot hypermobiliteit van de lage rug als geheel, kan reden zijn van lage-rugpijn en eventuele beschadiging van andere structuren. Ischialgie, een radiculair symptomencomplex, gekenmerkt door uitstralende pijn naar de benen, prikkelings- en uitvalsverschijnselen, kan veroorzaakt worden door een reeks van factoren, welke alle resulteren in wervel- en/of wortelkanaalvernauwing (ook wel secundaire stenose genoemd). De gebruikte tweedeling is nogal kunstmatige, aangezien veelal een combinatie van de twee uitingsvormen gezien wordt; ze dient echter als gedachtenordening.

De hypothetische relaties tussen enerzijds rotatie- en compressie-overbelasting en anderzijds hypermobiliteit en ischialgie zijn schematisch weergegeven in Fig. A5.1. In het onderstaande worden deze relaties en eventuele toetsing beschreven.

Het effect van compressie-overbelasting op de tussenwervelschijf

Omtrent de gevolgen van compressieoverbelasting voor de tussenwervelschijf bestaan twee mechanisch georiënteerde hypothesen. De eerste, meest gangbare, beschrijft dat deze vorm van overbelasting leidt tot eindplaatfracturen, met als gevolg het uittreden van de nucleus pulposus in het aanliggende wervellichaam (Fig. A5.1;1)¹ (Een beeld sterk gelijkend op de zogenaamde 'Schmorlse Knötchen'). Perey (1957), Eie (1966), Rolander & Blair (1975) e.a. onderschrijven de hypothese en toetsten deze door middel van 'in-vitro'-experimenten. Essentieel in deze hypothese is dat door het uittreden van de nucleus de voorspanning in de gehele tussenwervelschijf verloren gaat (Fig. A5.1;2). Deze vorm van turgorverlies kan overigens ook optreden doordat de tussenwervelschijf z'n wateraantrekkende eigenschappen verliest als gevolg van depolymerisatie van de nucleus (Fig. A5.1;3) (Macnab, 1969). Virgin (1951) toont met zijn kadaverexperimenten aan dat bij verlies van voorspanning de tussenwervelschijf c.q. de anulus nog steeds functioneert bij de opvang van krachten langs de lengteas.

Herhaalde (over-)belasting mondt echter uit in een disruptie van de meest centraal gelegen vezellagen van de anulus, waardoor deze alsnog z'n stijfheid verliest (Fig. A5.1;4). Het verlies van voorspanning heeft tot gevolg hoogteverlies en puilen ('bulging disc') van de tussenwervelschijf alsmede spondylose c.q. osteophytvorming (Fig. A5.1; resp. 5, 6, 7).

Fracturen van de eindplaat komen voornamelijk voor op de hooglumbale niveau's, mede door de horizontale stand van de disci daar (Gelderman, 1981). De achterliggende gedachte daarbij is dat de richting van de kracht geleverd door de m. erector spinae juist daar overeenkomt met de richting van de lengteas van de tussenwervelschijf. Daarom wordt aangenomen dat compressieoverbelasting met name op die niveau's degeneratie van de tussenwervelschijf initieert. Farfan (1977) bagatelliseert de genoemde effecten van compressie-overbelasting door te stellen dat degeneratie van de tussenwervelschijf op hoog-lumbaal niveau nauwelijks van klinisch belang is. Een mogelijke verklaring in deze is dat de door een trauma veroorzaakte krachten niet hun grootste component in de richting van de lichaamas,

¹De cijfers achter de figuuraanduiding verwijzen naar genummerde relaties in Fig. A5.1

en dus loodrecht op genoemde disci, hoeven te hebben.

Dat compressieoverbelasting ook op laag-lumbale niveau's gevolgen kan hebben voor de tussenwervelschijf blijkt uit een tweede hypothese. Adams & Hutton (1982) slaagden erin om een Hernia Nuclei Pulposi (HNP) te veroorzaken onder compressiebelasting. Daartoe werden de wervel-segmenten van een kadaver in hyperflexiestand gebracht, onder meer door het doorsnijden van de ligamenta supra- en interspinale.

Het effect van rotatie-overbelasting op de tussenwervelschijf

Aangaande de gevolgen van rotatoire overbelasting voor de tussenwervelschijf speelt de hypothese van Farfan en medewerkers (1970, 1977) een voorname rol. Wederom uit 'in vitro'-experimenten blijkt dat bij rotatoire overbelasting met name de meest perifeer gelegen vezellagen van de anulus overrekt worden en mogelijk afscheuren van de vertebrale eindplaat; hetgeen eventueel kan leiden tot spondylose c.q. osteophytvorming (Fig. A5.1; resp. 9, 10 en 33). Op theoretische gronden (intacte vezels met de grootste momentsarm scheuren het eerst) verwacht Farfan dat steeds centraler gelegen vezellagen scheuren; hetgeen slechts discusextrusie (het uittreden van de nucleusmateriaal uit de tussenwervelschijf; HNP) lijkt te verklaren en niet discusprotrusie (gedeeltelijke verplaatsing van het nucleusmateriaal in de vezellagen van de anulus, eventueel een uitbolling van de tussenwervelschijf tot gevolg hebbende) (Fig. A5.1;34). Dit gebeurt op de positie met de hoogste belasting, welke afhangt van de vorm van de tussenwervelschijf (Farfan et al., 1972). Aangezien deze positie voor alle vezellagen dezelfde zal zijn ontstaat er een radiale fissuur, waardoor het nucleusmateriaal naar buiten kan komen (Fig. A5.1;11). Opgemerkt dient te worden dat ook hier het herhaald voorkomen van een trauma voorwaarde is voor het ontstaan van het klinische beeld.

Merkwaardigerwijze stelt Farfan (1977), dat ook de centraal gelegen vezellagen van de anulus zich scheiden en losgemaakt worden door herhaalde rotatoire overbelasting (Fig. A5.1;12). Dit zou misschien in verband gezien moeten worden met protrusie van de tussenwervelschijf (Fig. A5.1;34). Volgens Farfan (1977) komen pro- en extrusie aan posterioere en posterolaterale zijde, met als gevolg contact met wervel- of wortelkanaalinhoud, met name voor bij disci met de specifieke vorm zoals op de niveau's L4-L5 en L5-S1. De tussenwervelschijf L4-L5 zou ge-

voeliger zijn voor rotatiekrachten dan de discus L5-S1, aangezien de tweede meer gefixeerd wordt door onder andere het ligamentum iliolumbale en de forse dwarsuitsteeksels, beter beschermd ligt tussen de oplopende kammen van de darmbeen (Gelderman, 1981) en de stand van de facetgewrichtjes anders is. Vorts zou de lumbo-sacrale hoek en de boon- of niervorm van de tussenwervelschijf rotatie moeilijker maken.

Het effect van rotatie-overbelasting op de wervelboog en de facetgewrichten

Rotatoire overbelasting heeft naast gevolgen voor de tussenwervelschijf ook z'n uitwerking op de facetgewrichten. Eén facet zou gecomprimeerd worden, met subchondrale fracturen als gevolg (Fig. A5.1;14); het tweede gerekt met ligamentaire avulsies van het kapsel (Fig. A5.1;13) (Farfan, 1977). Aannemelijk is dat dit arthrose c.q. osteophytvorming en/of subluxatie van de facetgewrichten veroorzaakt. Tevens zou er door de genoemde overbelasting een al dan niet permanente distorsie van de processus articularis inferior op kunnen treden (Fig. A5.1;15) (Farfan, 1977), hypermobilititeit ten gevolge hebbende (Farfan, 1977; Sullivan & Farfan, 1975).

Lamy et al. (1975) en Hutton et al. (1977) hypothetiseren dat rotatoire overbelasting een fractuur in het pars interarticularis kan bewerkstelligen (Fig. A5.1;16).

Het effect van compressie-overbelasting op de wervelboog

Overbelasting door compressie zou volgens Farfan (1973) eveneens een fractuur in het pars interarticularis kunnen bewerkstelligen (Fig. A5.1;17). De laminae lopen hetzelfde risico (Fig. A5.1;18).

Het effect van degeneratie van de tussenwervelschijf op de facetgewrichten en de wervelboog

Evans (1982) en Macnab (1977) gaan er van uit dat het goed mogelijk is dat degeneratie van de tussenwervelschijf (Fig. A5.1;35), net name in de vorm van hoogteverlies van de tussenwervelschijf (Fig. A5.1;19) een rol speelt bij het ontstaan van facetdegeneratie. Door het hoogteverlies van de tussenwervelschijf schuiven

de processi articularis inferior van de bovenste wervel naar posterior ten opzichte van de processi articularis superior van de onderste wervel. Op deze wijze subluxeren de facetgewrichten, daarmee degeneratieve spondylolisthesis voor het hele bewegingssegment creërend. Het beschreven proces zou het meest voorkomen op het niveau L4-L5 omdat degeneratie van de tussenwervelschijf daar het eerst optreedt. Een tweede effect is dat bij degeneratie van de tussenwervelschijf er een piekbelasting op het pars interarticularis zou kunnen ontstaan met eventueel een fractuur (Gelderman, 1981)(Fig. A5.1; 20).

De rol van de ligamenten

De ligamenten van de lage rug worden in de literatuur summier besproken als factor bij het ontstaan van lage-rugklachten. Evans benadrukt dat bij hoogteverlies van de tussenwervelschijf rek in de achterste ligamenten (ligamentum inter- en/of supraspinale) ontstaat met pijn of dysfunctie van de ligamenten als gevolg. Adams (1971; In: Evans, 1982) beschrijft houdingsrugpijn ten gevolge van overbelasting van het ligamentum iliolumbale en het ligamentum sacroiliaca, voornamelijk voorkomend bij vrouwen. De hypothese luidt dat bij onvoldoende activiteit van de buikspieren het bekken naar voren kantelt, hetgeen beperkt wordt door het ligamentum sacroiliaca, voor de rotatie van het bekken ten opzichte van het sacrum, en vervolgens door het ligamentum iliolumbale, voor de rotatie van het bekken en het sacrum.

De rol van de spieren

Vanuit een mechanisch oogpunt gezien stelt Evans (1982) dat spasme, overactiviteit van de rugspieren, het gevolg is van houdingsafwijkingen en/of van veranderde mechanische verhoudingen in de wervelkolom. De gevolgen van spierspasme voor lage-rugpijn worden niet verder uitgewerkt.

Spieren zouden bij scheuring van de aanhechtingen en vermoeidheid wel een bron voor lage-rugpijn kunnen zijn aldus dezelfde auteur.

Ischialgie en hypermobiliteit

Zoals al eerder vermeld leiden de bovenbeschreven verschijnselen merendeels tot twee uitingsvormen; te weten ischialgie ten gevolge van wervel- en/of wortelkanaalvernauwing en hypermobiliteit.

Ischialgie zou veroorzaakt worden door combinaties van 'disc bulging' (Fig. A5.1; 21)(Gelderman, 1981; Evans, 1982), osteophytvorming aan de dorsale zijde van de wervellichamen (Fig. A5.1; 22)(Evans, 1982), protrusie van de tussenwervelschijf (Fig. A5.1; 23) en -extrusie (Fig. A5.1; 24)(vele auteurs), hoogteverlies van de discus (Williams, 1932; Gelderman, 1981)(Fig. A5.1; 25), osteophytvorming van de facetgewrichten (Fig. A5.1; 26)(VernonRoberts, 1976; Gelderman, 1981, met name bij een oriëntatie van de facetten in het sagittale vlak) en subluxatie van deze gewrichtjes (Fig. A5.1; 27)(Crock, 1976; Macnab, 1986). Tevens zouden volgens Evans (1982), extensie van de wervelkolom en diktetoename van het ligamentum flavum de wervel- en wortelkanaalgrootte beperken.

Hypermobiliteit van een substructuur (Fig. A5.1; 28 t/m 32) kan, maar hoeft niet te leiden tot hypermobiliteit van het gehele bewegingssegment (Evans, 1982; Kapandji, 1974).

Conclusies en openstaande vragen

- De hypothesen m.b.t. de pathomechanica van de lage rug worden vaak onduidelijk beschreven;
- De toetsing van hypothesen is beperkt aanwezig en berust op 'in vitro'-experimenten en modelbeschouwingen;
- De nadruk bij pathomechanische beschouwingen over de lage rug ligt op de tussenwervelschijf;
- De ligamenten en spieren worden summier aangevoerd als potentiële veroorzakers van lage-rugklachten en -pijn;
- De rol van de wervellichamen (vascularisatie, innervatie) wordt nauwelijks beschreven;
- De definities van de termen hypermobiliteit en instabiliteit zijn in de medische literatuur onduidelijk en lijken wat betreft instabiliteit niet overeen te komen met de biomechanische betekenis. Derhalve is hier slechts gesproken over hyper

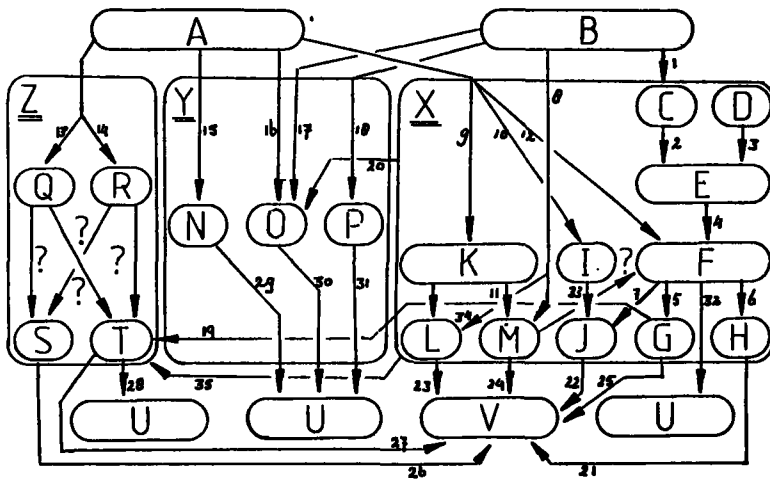


Fig. A5.1 Hypothetische relaties m.b.t. de pathomechanica van de lage rug c.q. een bewegingssegment. Een pijl staat voor 'oorzaak—gevolg'. Het ? staat voor een, niet in de literatuur beschreven, plausibele relatie. Voor de betekenis van de letters, zie de legende hierna; voor de cijfers, zie de tekst.

- A = Rotatie-overbelasting
- B = Compressie-overbelasting
- C = Eindplaatfractuur
- D = Depolymerisatie van de nucleus pulposus (n.p.)
- E = Verlies aan voorspanning van de n.p.
- F = Verlies van stijfheid van de (centrale) anulus fibrosus (a.f.)-vezellagen
- G = Hoogteverlies
- H = Puilen van de a.f.
- I = Afscheuren van de anulusvezels van de aanhechtingen
- J = Spondylose, osteophytvorming
- K = Concentrische en radiale scheuren in de a.f.
- L = Protrusie van de tussenwervelschijf
- M = Extrusie van de tussenwervelschijf (Hernia nuclei pulposi, HNP)
- N = Distorsie van de processus articularis inferior
- O = Fractuur in het pars interarticularis
- P = Fractuur in de lamina arcus vertebrae
- Q = Ligamentaire rek en avulsies van een facetgewricht (gerekte facet)
- R = Subchondrale fracturen van een facetgewricht (gecomprimeerde facet)
- S = Arthrose, osteophytvorming
- T = Subluxatie van de facetgewrichten
- U = Hypermobiliteit
- V = Ischialgie
- X = Tussenwervelschijf(-degeneratie)
- Y = Wervelboog
- Z = Facetgewrichten(-degeneratie).

mobiliteit als abnormale bewegingsmogelijkheid;

- De vraag blijft open of compressie-overbelasting leidt tot een eindplaatfractuur met alle gevolgen of tot een HNP;
- Voor het ontstaan van een fractuur in het pars interarticularis worden drie oorzaken genoemd; te weten de rotatie- en de compressieoverbelasting alsmede de degeneratie van de tussenwervelschijf. De vraag of genoemde fractuur van groot belang is in de arbeidsgebonden rugproblematiek moet ontkennend beantwoord worden (Verbout, pers. comm., 1986).
- Hoogteverlies van de tussenwervelschijf zou kunnen leiden tot een fractuur van het pars interarticularis, een subluxatie van de facetgewrichten of tot een scheuring van de ligamenten supra- en interspinale; Het laatste fenomeen echter staat hyperflexie van het bewegingssegment toe; Deze toestand zou bij compressie-belasting kunnen resulteren in een HNP en daarmee tot hoogteverlies van de tussenwervelschijf.

APPENDIX 6 STERKTEN VAN LAGE-RUGSTRUCTUREN

STUDIE	BELASTING		BEZWIJKGEDRAG				POPULATIE	
	BELASTE	STAT./	BEZWEKEN	BEZWIJKBELASTING	KENMERKEN		COMMENTAAR	
	STRUCTUUR	DYN.	STRUCTUUR	GEM. RANGE (N)	#			
Perey '57	Bew.segm.	Stat.	Eindplaat	4170 2845- 5200	12	> 60 jaar		
			Wervel- lichaam					
"	"	"	"	4267 2207- 6671	15	41-59 jaar		
"	"	"	"	7652 5003-10791	16	< 40 jaar		
Eie '66	Bew.segm.	Stat.	Wervel- lichaam	5706 5150- 6867	6	11-58 jaar		
"	"	"	"	1891 1256- 2747	5	5 < 11 jaar		
Rolander & Blair '75	Bew.segm.	Stat.	Eindplaat	2590 1452- 3610	38	11-67 jaar Gem. 43 jaar 11 mannen 11 vrouwen		
Hutton & Adams '82	Bew.segm.	Stat.	Eindplaat	10219 6857-12981	16	Mannen, gem. 76kg, 33 jaar		
"	"	"	Eindplaat	5591 3698- 8856	17	9 mannen, gem. 56kg, 46 jaar 8 vrouwen, gem. 67kg, 53 jaar		
Hickey & Hukins '80	Bew.segm.	Stat.	Eindplaat	7000		?		

Bartelink '57	Bew.segm.	Stat.	Tussen-wervel-schijf	3162 1598- 6235 10	60-80 jaar "old tears in the disc"
---------------	-----------	-------	----------------------	--------------------	---------------------------------------

Evans & Lissner '59	Bekken + 5 Bew.-segn.	Stat.	Onbekend	3925 2714- 6013 8	Gen. 66 jaar "Specimen embalmed"
"	"	"	"	3516 1292- 6013 11	Gen. 61 jaar "Embalmed and unembalmed"
"	"	"	"	2423 1292- 3073 3	Gen. 49 jaar "Unembalmed"

Perey '57	Bew.segm.	Dyn.			
		.006 s			
		2943-			
		3924 N	Geen	3	29 jaar
		10300 N	Eindplaat (25%)	20	Gen. 44 jaar
		11772 N	Eindplaat + wervel-lichaam (30%)	33	Gen. 45 jaar
			Een gedeelte van de bewegingssegmenten bezwijkt tussen		
		12263	Eindplaat (35%)	17	Gen. 44 jaar
			300 en 13244 N. Het restant		
		13244 N	Eindplaat + wervel-lichaam (50%)	16	Gen. 50 jaar
			heeft een grotere dynamische belastbaarheid.		

Eie'66	Wervel	Stat.	Wervel-lichaam (5x Eindplaat)	6305 4415- 7407 12	15-48 jaar
--------	--------	-------	-------------------------------	--------------------	------------

Brinck- mann'87	Wervel	Stat.	Onbekend	?	3000-	9000	23	-
Cyron et al.'79	Wervel	Dyn.	Onbekend					
		.1 mm/s		5348	810-11073	23		17-64 jaar
		5 mm/s		7216	1254-15559	35		17-64 jaar
Graco- vetsky '81	Wervel	Dyn.	Onbekend					
		.0127						
		cm/s		8907		?		Geen nadere
		2.54						onderzoeksge-
		cm/s		15588				gevens vermeld

Literatuurwaarden voor de sterkte van lage-rugstructuren bij
compressie-belasting.

Stat. = Statisch; Dyn. = Dynamisch; # = aantal specimens; Gem. = Gemiddelde
waarde; Bew.segm. = Bewegingssegment; N = Newton.

APPENDIX 7 NIOSH-METHODE

Met de NIOSH-methode kan het maximaal toelaatbare lastgewicht worden bepaald. Deze methode is echter slechts toepasbaar in zeer beperkt voorkomende tilsituaties. De voorwaarden voor het gebruik van de methode zijn:

- tweehandig tillen;
- recht vooruit tillen (geen rompdraaiing);
- langzaam en vloeiend tillen;
- aanwezigheid van goede handvatten;
- een niet te brede last (bijvoorbeeld minder dan 75 cm);
- goed vloercontact van de voeten;
- geen ruimtelijke beperkingen voor de te kiezen houding;
- gunstige omgevingsfactoren (zoals het klimaat);
- minimale neventaken met handkracht;
- indien niet wordt getild, wordt rust genomen;
- de tiller is gewend aan fysieke arbeid en is lichamelijk fit.

De bepaling van het maximaal toelaatbare tilgewicht gebeurt aan de hand aan de zogenaamde 'Action Limit' (AL) en de 'Maximum Permissible Limit' (MPL).

$$AL = 40 \text{ kilogram} \times HF \times VF \times DF \times FF; \quad MPL = 3 \times AL.$$

Zoals blijkt uit de formule voor AL is de waarde afhankelijk van de waarden van een viertal factoren. Deze factoren worden als volgt berekend:

- de HF staat voor de horizontale factor. Deze wordt bepaald op grond van de horizontale afstand van de last tot de enkels (H) (zie Fig. A7.1) bij het begin van de tilhandeling, volgens de formule: $HF = 15/H$ (H in cm). Deze formule is grafisch uitgezet in Fig. A7.2.
- de VF staat voor de verticale factor. Deze wordt bepaald op grond van de verticale afstand van de last tot de vloer (V) (zie Fig. A7.1) bij het begin van de tilhandeling, volgens de formule: $VF = 1 - 0.004 \times |V - 75|$ (V in cm). Deze formule is grafisch weergegeven in Fig. A7.2.
- de DF staat voor de distantiefactor. Deze wordt bepaald op grond van de afstand die de tillast in verticale richting aflegt (D) (zie Fig. A7.1), volgens de

formule: $DF = .7 + 7.5/D$ (D in cm). Deze formule is grafisch uitgezet in Fig. A7.2.

- de FF staat voor de frequentiefactor. Deze wordt bepaald op grond van de tilfrequentie, de totale duur (af en toe/ de hele dag) en de tilhoogte (beneden/boven de werkbank; bankhoogte, niet nader gedefinieerd). Deze formule is grafisch uitgezet in Fig. A7.2.

De HF en de VF worden bepaald bij het begin van de tilhandeling. Indien de last voorzichtig moet worden weggezet, wordt het maximaal toelaatbare lastgewicht bepaald aan het einde van de tilhandeling.

Op grond van de berekende AL en MPL dienen de volgende beslissingen genomen te worden.

1. Indien het tilgewicht groter is dan de MPL-waarde is dat in alle gevallen onacceptabel voor 75% van de mannen en 99% van de vrouwen. De tilsituatie dient voorzien te worden van technische hulpmiddelen of dient te worden herontworpen.
2. Indien het tilgewicht ligt tussen de AL- en de MPL-waarden is dat alleen acceptabel als de tillers geselecteerd en geïnstrueerd worden of technische hulpmiddelen aanwezig zijn.
3. Indien het tilgewicht onder de AL-waarde ligt is dat acceptabel voor 75% van de vrouwen en 99% van de mannen.

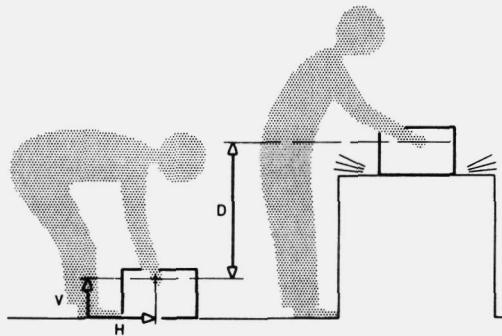


Fig. A7.1 Definiëring van de variabelen H, V en D uit de NIOSH-methode.
(Naar: Weide, 1983)

Indien niet voldaan is aan de voorwaarden voor de toepassing van de NIOSH-methode is de toelaatbare tilbelasting zeker minder dan de AL/MPL. Dit is vrijwel altijd zo omdat het tweehandig, recht vooruit, langzaam en vloeiend tillen (waarbij ook nog voldaan wordt aan de andere genoemde nevenvoorwaarden) slechts zelden voorkomt.

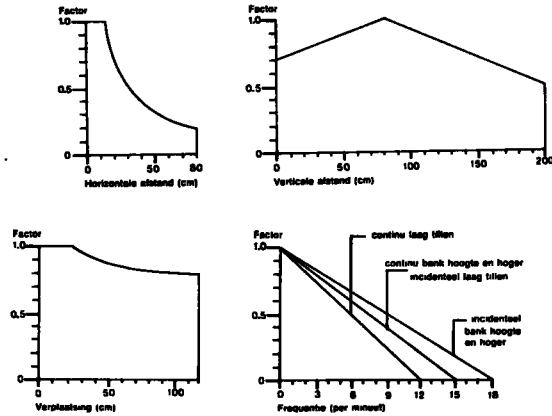


Fig. A7.2

- De relatie tussen HF (de horizontale factor) en H (de horizontale afstand van de handen tot de enkels).
- De relatie tussen VF (de verticale factor) en V (de hoogte van de til-last boven de vloer).
- De relatie tussen DF (de distantiefactor) en D (de afgelegde afstand van de tillast in verticale richting).
- De relatie tussen FF (de frequentiefactor), F (de tilfrequentie), de totale duur en de tilhoogte.

(Naar: Weide, 1983) (Originele bron: NIOSH, 1981)

APPENDIX 8 ONDERZOEKSADVIEZEN

1. Het ontwikkelen van een atlas waarin combinaties van gebogen en gedraaide tilhoudingen staan beschreven, waarbij per combinatie wordt aangegeven hoe groot de rugbelasting is, afhankelijk van het lastgewicht. Het gebruik van zo'n atlas kan de effectiviteit van het preventieve werk van bedrijfsartsen en anderen aanzienlijk verhogen. Deze atlas kan ontwikkeld worden op basis van het Michigan 3D model. Dit model is echter nog niet goed gevalideerd in gedraaide en sterk voorovergebogen houdingen. Voor het ontwikkelen van de atlas is nodig
 - het testen in welke houdingen het Michigan 3D model toegepast mag worden m.b.v. EMG-metingen. Voor de interpretatie van de EMG signalen is informatie over de momentane lengte van spieren nodig (te verkrijgen met een te ontwikkelen kinematisch rompmodel), en ook gegevens over het actieve lengte-kracht diagram en het passieve lengte-kracht diagram van rugspieren.
 - aan de bepalingen van belasting van de lage rug met behulp van de atlas parallel verlopend, prospectief epidemiologisch onderzoek naar lage-rugklachten in dezelfde arbeidssituatie.
 - correlatie van de epidemiologische gegevens met de overbelastingsvoorspellingen.
2. Voor de operationalisering van het concept 'Relatieve spierbelasting' met betrekking tot de romp als geheel, is noodzakelijk:
 - de bepaling van de maximale rompspierkracht bij een scala van houdingen (en eventueel bij diverse bewegingssnelheden) bij werknemers in een gestandaardiseerde proefopstelling.
 - de bepaling van de daadwerkelijke vereiste rompspierkracht tijdens in het laboratorium nagebootste arbeidssituaties.
 - het relateren van de vereiste rompspierkracht aan de maximale rompspierkracht bij de voorkomende houdingen in arbeidssituaties.

Dit concept is in principe bruikbaar in onderzoeksadvies 1, om de belasting van de romp en lage-rug ten aanzien van de spieren te bepalen.
3. Voor de bepaling van de rugspierbelasting bij statische houdingen, ter preventie van spierversmoeidheid, bestaan drie opties:

- experimenteel onderzoek naar de EMG-activiteit van rompspieren, gecombineerd met een biomechanisch model voor interpretatie van de gegevens (het model van Schultz c.s. of het binnenkort beschikbare Michigan 3D model).
 - modelonderzoek naar de benodigde relatieve spierkracht van afzonderlijke rompspieren (met het model van Schultz c.s. of het binnenkort beschikbare Michigan 3D model), gecombineerd met fysiologische gegevens over de relatie tussen de volhoudtijd van een spiercontractie en de relatieve spierkracht.
 - experimenteel onderzoek naar de maximale en relatieve spierkracht van de romp als geheel (zie onder onderzoeksadvies 2) gecombineerd met experimenteel onderzoek naar de volhoudtijd van de houding.
4. Voor het opstellen van richtlijnen ten aanzien van trekken en duwen van lasten in het sagittale vlak is noodzakelijk:
- simulatieonderzoek met een hefboommodel naar de compressiebelasting op een lumbaal bewegingssegment in afhankelijkheid van de werkhouding, de wrijving tussen de ondergrond en de voeten en de wrijving tussen de ondergrond en de last.

Na implementatie van de richtlijnen dient ter validering van de richtlijnen de in onderzoeksadvies 1 voorgestelde werkwijze te worden gevolgd.

APPENDIX 9 BELANGRIJKSTE ARTIKELEN VAN DE DIVERSE MACRO-MODELLEN

Hefboommodellen

(dit zijn enkele voorbeelden, het is geen uitputtende opsomming)

Aspden, 1987

Bejjani, Gross & Pugh, 1984

Cappozzo, 1983

Cappozzo, 1984

Cappozzo, Felici, Figura & Gazzani, 1985

Cappozzo & Gazzani, 1982

Chaffin: het model van Chaffin c.s. is eigenlijk ook een hefboommodel

Dietrich & Kurowski, 1985

Ekholm, Arborelius & Nemeth, 1982

Eklund, Corlett & Johnson, 1983

Eklund, Örtengren & Corlett, 1982

Gagnon, Chehade, Kemp & Lortie, 1987

Gagnon, Sicard & Drouin, 198x

Gagnon, Sicard & Sirois, 1986

Groh, Thös & Bauman, 1967

Hall, 1985

Hutton, Stott & Cyron, 1977

Jäger, Luttmann & Laurig, 1984

Leskinen, 1985

Leskinen, Stalhammer, Kuorinka & Troup, 1983a

Leskinen, Stalhammer, Kuorinka & Troup, 1983b

Morris, Lucas & Bresler 1961

Seroussi & Pope, 1987

Wood & Hayes, 197x

Schultz c.s.:

Andersson, 1985

Andersson & Schultz, 1980

Andersson, Örtengren & Herberts, 1977

Andersson, Örtengren & Nachemson, 1976
Andersson, Örtengren, Nachemson & Schultz, 1983
Andersson, Örtengren & Schultz, 1980
Granhed, Jonson & Hansson, 1987
Miller, Haderspeck & Schultz, 1983
Nachemson, Schultz & Andersson, 1983
Schultz & Andersson, 1981
Schultz, Andersson, Örtengren, Björk & Nordin, 1982a
Schultz, Andersson, Haderspeck, Örtengren, Nordin & Björk, 1982b
Schultz, Andersson, Örtengren, Haderspeck & Nachemson, 1982c
Schultz, Haderspeck, Warwick & Portillo, 1983
Schultz, Haderspeck, Sinkora & Warwick, 1985

Yettram & Jackman

Yettram & Jackman, 1980
Yettram & Jackman, 1982

Chaffin c.s.

Anderson & Chaffin, 1986
Anderson, Chaffin & Herrin, 1986
Anderson, Chaffin, Herrin & Matthews, 1985
Chaffin, 1969
Chaffin, 1980? R57
Chaffin & Baker, 1970
Freivalds, Chaffin, Garg & Lee, 1984
Garg & Ayoub, 1980
Garg & Chaffin, 1975
Garg & Herrin, 1979
Garg, Sharma, Chaffin & Schmidler, 1983
Lee, 1982
Martin & Chaffin, 1972
Park & Chaffin, 1974

McGill & Norman

McGill, 1986

McGill, 1987

McGill & Norman, 1985

McGill & Norman, 1986

McGill & Norman, 1987a, b

Norman, not dated

Gracovetsky & Farfan

[de meeste artikelen van Farfan bestaan slechts voor een zeer gering deel uit modellen]

Farfan, 1975

Farfan, Cossette, Robertson, Wells & Kraus, 1970

Farfan & Gracovetsky, 1984

Gracovetsky, 1985, 1986

Gracovetsky & Farfan, 1986

Gracovetsky, Farfan & Helleur, 1985

Gracovetsky, Farfan & Lamy, 1981

Gracovetsky & Iacono, 1987

LITERATUUR

De in de tekst met een a, b enz. achter het jaartal aangegeven publikaties zijn in deze lijst bij de betreffende auteurs respectievelijk als eerste, tweede enz. vermeld.

- Adams JC. Outline of orthopaedics. Edinburgh: Churchill Livingstone, 1971.
- Adams MA, Hutton WC. The relevance of torsion to the mechanical derangement of the lumbar spine. Spine 1981;6:241-8.
- Adams MA, Hutton WC. The mechanics of prolapsed intervertebral disc. Int Orthop 1982;6:249-53.
- Adams MA, Hutton WC. Prolapsed intervertebral disc. A hyperflexion injury. Spine 1982;7:184-91.
- Adams MA, Hutton WC. The effect of posture on the fluid content of lumbar intervertebral discs. Spine 1983;8:665-71.
- Adams MA, Hutton WC. Gradual disc prolapse. Spine 1985;10:524-31.
- Adams MA, Hutton WC. The effect of posture on the diffusion into lumbar intervertebral discs. J Anat 1986;147:121-34.
- Adams MA, Hutton WC, Stott JRR. The resistance to flexion of the lumbar intervertebral joint. Spine 1980; 245-53.
- An KN, Kwak BM, Chao EY, Morrey BF. Determination of muscle and joint forces: A new technique to solve the indeterminate problem. J Biomech Eng 1984;106:364-7.
- Anderson CK, Chaffin DB. A biomechanical evaluation of five lifting techniques. Appl Ergonomics 1986;17:2-8.
- Anderson CK, Chaffin DB, Herrin GD. A study of lumbosacral orientation under varied static loads. Spine 1986;11:456-62.
- Anderson CK, Chaffin DB, Herrin GD, Matthews LS. A biomechanical model of the lumbosacral joint during lifting activities. J Biomech 1985;18:571-84.
- Andersson GBJ. Posture and compressive spine loading: intradiscal pressures, trunk myoelectric activities, intra-abdominal pressures, and biomechanical analyses. Ergonomics 1985;28:91-3.
- Andersson GBJ, Jonsson B, Ortengren R. Myoelectric activity in individual lumbar erector spinae muscles in sitting. A study with surface and wire electrodes. Scand J Rehabil Med Suppl 1974;3:91-108.

- Andersson GBJ, Murphy RW, Ortengren R, Nachemson AL. The influence of backrest inclination and lumbar support on lumbar lordosis. *Spine* 1979;4:52-8.
- Andersson GBJ, Ortengren R. Lumbar disc pressure and myoelectric muscle activity during sitting. II. Studies on an office chair. *Scand J Rehabil Med* 1974;6:115-21.
- Andersson GBJ, Ortengren R. Myoelectric back muscle activity during sitting. *Scand J Rehabil Med Suppl* 1974;3:73-90.
- Andersson GBJ, Ortengren R. Lumbar disc pressure and myoelectric back muscle activity during sitting. III. Studies on a wheelchair. *Scand J Rehabil Med* 1974;6:122-7.
- Andersson GBJ, Ortengren R, Herberts P. Quantitative electromyographic studies of back muscle activity related to posture and loading. *Orthop Clin North Am* 1977;8:95-6.
- Andersson GBJ, Ortengren R, Nachemson A. Quantitative studies of back loads in lifting. *Spine* 1978;1:178-85.
- Andersson GBJ, Ortengren R, Nachemson A. Intradiskal pressure, intra-abdominal pressure and myoelectric back muscle activity related to posture and loading. *Clin Orthop* 1977;129:156-84.
- Andersson GBJ, Ortengren R, Nachemson A, Elfstrom G. Lumbar disc pressure and myoelectric back muscle activity. IV. Studies on a car driver's seat. *Scand J Rehabil Med* 1974;6:128-33.
- Andersson GBJ, Ortengren R, Nachemson A, Elfstrom G. Lumbar disc pressure and myoelectric back muscle activity during sitting. *Scand J Rehabil Med* 1974;6:104-14.
- Andersson GBJ, Ortengren R, Nachemson AL, Schultz AB. Biomechanical analysis of loads on the lumbar spine in sitting and standing postures. In: Matsui H, Kobayashi K, eds. *Biomechanics 8-A*. Champaign, Illinois: Human Kinetics Publishers, 1983:543-52.
- Andersson GBJ, Ortengren R, Schultz A. Analysis and measurement of the load on the lumbar spine during work at a table. *J Biomech* 1980;13:513-20.
- Andersson GBJ, Schultz AB. Effects of fluid injection. *J Biomech* 1979;12:453-8.
- Aspden RM. Intraabdominal pressure and its role in spinal mechanics. *Clin Biomech* 1987;2:168-74.
- Balasubramanian K, Ranu HS, King AI. Vertebral response to laminectomy. *J Biomech* 1979;12:813-23.

- Barbenel JC. The application of optimization methods for the calculation of joint and muscle forces. *Eng Med* 1983;12:29-33.
- Bartelink D. The role of abdominal pressure in relieving the pressure on the lumbar intervertebral discs. *J Bone Joint Surg Br* 1957;39:718-25.
- Bean JC, Chaffin DB, Schultz AB. Biomechanical model calculation of muscle contraction forces: a double linear programming method. *J Biomech* 1988;21:59-66.
- Bearn JG. The significance of the activity of the abdominal muscles in weight lifting. *Acta Anat* 1961;45:83-9.
- Bejjani FJ, Gross CM, Pugh IW. Model for static lifting: relationship of loads on the spine and the knee. *J Biomech* 1984;17:281-6.
- Belytschko TB, Andriacchi TP, Schultz AB, Galante JO. Analog studies of forces in the human spine: computational techniques. *J Biomech* 1973;6:361-71.
- Belytschko T, Kulak RF, Schultz AB, Galante JO. Finite element stress analysis of an intervertebral disc. *J Biomech* 1974;7:277-85.
- Berkson MH, Nachemson A, Schultz AB. Mechanical properties of human lumbar spine motion segments - Part II: Responses in compression and shear; Influence of gross morphology. *J Biomech Eng* 1979;101:53-7.
- Bjorksten H, Jonsson B. Endurance limit of force in longterm intermittent static contractions. *Scand J Environ Health* 1977;3:23-7.
- Bogduk N. A reappraisal of the anatomy of the lumbar erector spinae. *J Anat* 1980;131:525-40.
- Bortolussi C, Dosdat JC, Robert H. Approche biomecanique du disque intervertebral lombaire sous differents types de charges par mesure de pression intranucleaire. *J. Fr. Biophys. et Med. Nucl.* 1979;3:163-7.
- Brand RA, Pedersen DR, Friedrich JA. The sensitivity of muscle force predictions to changes in physiologic cross-sectional area. *J Biomech* 1986;19:589-96.
- Brickley-Parsons D, Glimcher MJ. Is the chemistry of collagen in intervertebral discs an expression of Wolff's law? A study of the human lumbar spine. *Spine* 1984;9:148-63.
- Brinckmann P, Frobin W, Hierholzer E, Horst M. Deformation of the vertebral end-plate under axial loading of the spine. *Spine* 1983;8:851-6.

- Brinckmann P, Johannleueling N, Hilweg D, Biggemann M. Fatigue fracture of human lumbar vertebrae. Clin Biomech 1987;2:94-6.
- Broberg KB. On the mechanical behaviour of intervertebral discs. Spine 1983;8:151-65.
- Broberg KB, Essen HO von. Modelling of intervertebral discs. Spine 1980;5:155-67.
- Brunswic M. Ergonomics of seat design. Physiotherapy 1984;70:40-3.
- Buckwalter JA. The fine structure of the human intervertebral disc. In: White AA, Gordon SL, eds. Symposium on Idiopathic low back pain. St. Louis, Toronto, London: The C.V. Mosby Company, 1982:108-43.
- Burandt U. Röntgenuntersuchung über die Stellung von Becken und Wirbelsäule beim Sitzen auf vorgeneigten Flächen. Ergonomics 1969;12:356-64.
- Burandt U. Ergonomie fuer Design und Entwicklung. Koeln: Verlag Otto Schmidt K.G., 1978.
- Burandt U, Grandjean E. Die Wirkungen verschiedenartig profilierter Sitzflächen von Bürostühlen auf die Sitzhaltung. Int Z angew Pysiol einschl Arbeitsphysio 1964;20:441-52.
- Burns ML, Kaleps I, Kazarian LE. Analysis of compressive creep behavior of the vertebral unit subjected to uniform axial loading using exact parametric solution equations of Kelvin solid models - part 1 Human intervertebral joints. J Biomech 1984;17:113-30.
- Bustami FMF. A new description of the lumbar erector spinae muscle in man. J Anat 1986;144:81-91.
- CARGO. Rapport van de Commissie voor Arbeidsgeneeskundig Onderzoek (CARGO-TNO), ad hoc Werkgroep Preventie Rugklachten door Arbeid. RA 84/10. Leiden: TNO, 1984.
- Cappozzo A. The forces and couples in the human trunk during level walking. J Biomech 1983;16:265-77.
- Cappozzo A. Compressive loads in the lumbar vertebral column during normal level walking. J Orthop Res 1984;1:292-301.
- Cappozzo A, Felici F, Figura F, Gazzani F. Lumbar spine loading during half-squat exercises. Med Sci Sports Exerc 1985;17:613-20.
- Cappozzo A, Gazzani F. Spinal loading during abnormal walking. In: Huijskes R, Campen D van, Wijn J de, eds. Biomechanics: Principles and Applications. The Hague/Boston/London: Martinus Nijhoff Publishers, 1982:141-8.

- Chaffin DB. A computerized biomechanical model-development of and use in studying gross body actions. J Biomech 1969;2:429-41.
- Chaffin DB. Occupational biomechanics of low back injury. In: White AA, Gordon SL, eds. Symposium on Idiopathic low back pain. St. Louis, Toronto, London: The C.V. Mosby Company, 1982:323-30.
- Chaffin DB. The value of biomechanical assessments of problems of load handling, work place layouts, and task demands. In: Jonsson B, ed. Biomechanics 10. Champaign, illinois: Human Kinetics Publishers, 1987:27-31.
- Chaffin DB, Andersson GBJ. Occupational Biomechanics. New York: John Wiley & Sons, 1984.
- Chaffin DB, Baker WH. A biomechanical model for analysis of symmetric sagittal plane lifting. AIIE Transactions 1970;2:16-27.
- Chaffin DB, Herrin GD, Keyserling WM. Preemployment strength testing. An updated position. J Occup Med 1978;20:403-8.
- Chaffin DB, Park KS. A longitudinal study of low-back pain as associated with occupational weight lifting factors. Am Ind Hyg Assoc J 1973;34:513-25.
- Coventry MB, Ghormley RK, Kernohan JW. The intervertebral disc: its microscopic anatomy and pathology. Part I. Anatomy, development, and physiology. J Bone Joint Surg 1945;27:105-12.
- Coventry MB, Ghormley RK, Kernohan JW. The intervertebral disc: its microscopic anatomy and pathology. Part II. Changes in the intervertebral disc concomitant with age. J Bone Joint Surg 1945;27:233-47.
- Crock HV. Isolated lumbar disk resorption as a cause of nerve root canal stenosis. Clin Orthop Rel Res 1976;115:109-15.
- Crowninshield RD. Use of optimization techniques to predict muscle forces. J Biomech Eng 1978;100:88-92.
- Crowninshield RD, Brand RA. A physiologically based criterion of muscle prediction in locomotion. J Biomech 1981;14:793-801.
- Cyron BM, Hutton WC. The fatigue strength of the lumbar neural arch in spondylolysis. J Bone Joint Surg Br 1978;60:234-8.
- Cyron BM, Hutton WC, Stott JRR. The mechanical properties of the lumbar spine. Eng Med 1979;8:63-8.
- Davis PR. Engineering aspects of the spine. I Mech E Conf Pub 1980;2:33-6.

- Davis PR. The use of intra-abdominal pressure in evaluating stresses on the lumbar spine. *Spine* 1981;6:90-2.
- Davis PR. Intratruncal pressure mechanisms. *Ergonomics* 1985;28:293-7.
- Davis PR, Stubbs DA. Safe levels of manual forces for young males - (2). *Appl Ergonomics* 1977;8:219-28.
- Davis PR, Stubbs DA. Safe levels of manual forces for young males (1). *Appl Ergonomics* 1977;8:141-50.
- Davis PR, Stubbs DA. Safe levels of manual forces for young males (3). *Appl Ergonomics* 1978;9:33-7.
- Davis PR, Troup JDG. Pressures in the trunk cavities when pulling and lifting. *Ergonomics* 1964;7:465-74.
- Dietrich M, Kurewski P. The importance of mechanical factors in the etiology of spondylolysis. A model analysis of loads and stresses in human lumbar spine. *Spine* 1985;10:532-42.
- Dubner R, Long D. Neuromechanisms in relation to low back pain. In: White AA, Gordon SL, eds. *Symposium on Idiopathic low back pain*. St. Louis, Toronto, London: The C.V. Mosby company, 1982:476-80.
- Dul J, Hildebrandt VH. Ergonomic guidelines for the prevention of low back pain at the workplace. *Ergonomics* 1987;30:419-29.
- Dul J, Hildebrandt VH. Preventie beroepsgebonden rugproblematiek. Een inventarisatie van ergonomische richtlijnen. *Studiereeks S 35*. Voorburg: Min. SoZaWe. Directoraat-Generaal van de Arbeid, 1987.
- Dul J, Johnson GE, Shiavi R, Townsend MA. Muscular synergism - II. A minimum-fatigue criterion for load sharing between synergistic muscles. *J Biomech* 1984;17:675-84.
- Dul J, Townsend MA, Shiavi R, Johnson GE. Muscular synergism - I. On criteria for load sharing between synergistic muscle. *J Biomech* 1984;17:663-73.
- Dumas GA, Beaudoin L, Drouin G. In situ mechanical behavior of posterior spinal ligaments in the lumbar region. An in vitro study. *J Biomech* 1987;20:301-10.
- Dunlop RB, Adams MA, Hutton WC. Disc space narrowing and the lumbar facet joints. *J Bone Joint Surg Br* 1984;66:706-10.
- EEG. Verslag van het comité ad hoc inzake lumbale risico's op het werk aan de Directeur-Generaal van DG V bij de Commissie van de Europese Gemeenschappen. Commissie van de Europese Gemeenschappen: Doc. nr. 2080/86 NE, 1986.

- Eie N. Load capacity of the low back. J Oslo City Hosp 1986;16:73-98.
- Eie N, Wehn P. Measurements of the intra-abdominal pressure in relation to weight bearing of the lumbo-sacral spine. J Oslo City Hosp 1982;12:205-17.
- Ekholm J, Arborelius UP, Nemeth G. The load on the lumbo-sacral joint and trunk muscle activity during lifting. Ergonomics 1982;25:145-61.
- Eklund JAE, Cortlett EN, Johnson F. A method for measuring the load imposed on the back of a sitting person. Ergonomics 1983;26:1063-76.
- Eklund J, Ortengren R, Cortlett EN. A biomechanical model for the evaluation of spinal loads in seated work tasks. ISB Abstractbook Umea 1985; 61.
- Etemadi AA. Extensor power of different parts of the erector spinae musculature in man. Anat Anz 1974;135:164-77.
- Evans DP. Backache: its evolution and conservative treatment. Lancaster England: MTP Press Limited, 1982.
- Evans GE, Lissner HR. Biomechanical studies on the lumbar spine and pelvis. J Bone Joint Surg Am 1959;41:278-90.
- Fairbank JCT, O'Brien JP. The abdominal cavity and thoraco-lumbar fascia as stabilisers of the lumbar spine in patients with low back pain. I Mech E Conf Pub 1980;2:83-8.
- Farfan HF. Mechanical disorders of the low back. Philadelphia: Lea & Febinger, 1973.
- Farfan HF. Muscular mechanism of the lumbar spine and the position of power and efficiency. Orthop Clin North Am 1975;6:135-44.
- Farfan HF. A re-orientation on the surgical approach to degenerative lumbar intervertebral joint disease. Orthop Clin North Am 1977;8:9-22.
- Farfan HF, Cossette J, Robertson G, Wells R, Kraus H. Effects of torsion on the intervertebral joint: the role of torsion in the production of disc degeneration. J Bone Joint Surg Am 1970;52:468-97.
- Farfan HF, Gracovetsky S. The nature of instability. Spine 1984;9:714-9.
- Floyd WF, Silver PHS. Function of the erectores spinae in flexion of the trunk. Lancet 1951;1:133-4.

- Freivalds A, Chaffin DB, Garg A, Lee KS. A dynamic biomechanical evaluation of lifting maximum acceptable loads. J Biomech 1984;17:251-62.
- Furlong DR, Palazotto AN. A finite element analysis of the influence of surgical herniation of the viscoelastic properties of the intervertebral disc. J Biomech 1983;16:785-95.
- Gagnon M, Chehade A, Kemp F, Lortie M. Lumbo-sacral loads and selected muscle activity while turning patients in bed. Ergonomics 1987;30(7):1013-32.
- Gagnon M, Sicard C, Drouin G. Evaluation of loads on the lumbar spine with motion analysis techniques and a static planar model. In: Jonsson B, ed. Biomechanics 10. Champaign, Illinois: Human Kinetics Publishers, 1987:44-9.
- Gagnon M, Sicard C, Sirois JP. Evaluation of forces on the lumbo-sacral joint and assessment of work and energy transfers in nursing aides lifting patients. Ergonomics 1986;29:407-21.
- Galante J. Tensile properties of the lumbar annulus fibrosus. Acta Orthop Scan Suppl 1967;100:1-91.
- Garg A, Ayoub MM. What criteria exist for determining how much load can be lifted safely? Hum Factors 1980;22:475-86.
- Garg A, Chaffin DB. A biomechanical computerized simulation of human strength. AIIE Transactions 1975;2:16-27.
- Garg A, Herrin GD. Stoop or squat: a biomechanical and metabolic evaluation. AIIE Transactions 1979;11:293-302.
- Garg A, Mital A, Asfour SS. A comparison of isometric strength and dynamic lifting capacity. Ergonomics 1980;23:13-27.
- Garg A, Sharma D, Chaffin DB, Schmidler JM. Biomechanical stresses as related to motion trajectory of lifting. Human Factors 1983;25:527-39.
- Gelderman PW. The low back pain syndrome. Zwolle: Uitgeverij Waanders, 1981.
- Ghosh P, Bushell GR, Taylor TFK, Akeson WH. Collagens, elastin and noncollagenous protein of the intervertebral disk. Clin Orthop 1977;129:124-32.
- Gracovetsky S. An hypothesis for the role of the spine in human locomotion: a challenge to current thinking. J Biomed Eng 1985;7:205-16.

- Gracovetsky S. Function of the spine. J Biomech Eng 1986;8:217-23.
- Gracovetsky S. The spinal engine. Wien: Springer Verlag, 1988.
- Gracovetsky S, Farfan H. The optimum spine. Spine 1986;11:543-73.
- Gracovetsky S, Farfan H, Helleur C. The abdominal mechanism. Spine 1985;10:317-24.
- Gracovetsky S, Farfan HF, Lamy C. The mechanism of the lumbar spine. Spine 1981;6:249-62.
- Gracovetsky SA, Iacono S. Energy transfers in the spinal engine. J Biomed Eng 1987;9:99-114.
- Grandjean E. Fitting the task to the man. London: Taylor and Francis, 1980.
- Granhed H, Jonson R, Hansson T. The loads on the lumbar spine during extreme weigh lifting. Spine 1987;12:146-9.
- Grew ND. Intra-abdominal pressure response to loads applied to the torso in normal subjects. Spine 1980;5:149-54.
- Groh H, Thos FR, Baumann W. Die Belastung der 5 Lendenbandscheibe beim Halten einer Last. Int Z angew Physiol einschl Arbeitsphys 1967;24:150-63.
- Hagberg M. Muscular endurance and surface electromyogram in isometric and dynamic exercise. J Appl Physiol 1981;51:1-7.
- Hakim NS, King AI, Y . A three dimensional finite element dynamic response analysis of a vertebra with experimental verification. J Biomech 1979;12:277-92.
- Hall SJ. Effect of attempted lifting speed on forces and torque exerted on the lumbar spine. Med Sci Sports Exerc 1985;17:440-4.
- Hemborg B, Moritz U, Lowing H. Intra-abdominal pressure and trunk muscle activity during lifting.IV. The causal factors of intra-abdominal pressure rise. Scand J Rehabil Med 1985;17:25-38.
- Herrin GD, Jaraiedi M, Andersson CK. Prediction of overexertion injuries using biomechanical and psychophysical models. Am Ind Hyg Assoc J 1986;47:322-30.
- Herzog W. Sensitivity of muscle force calculations using non linear optimal designs to changes in muscle input variables. J Biomech 1987;20:895.

- Hickey DS, Hukins DWL. Relation between the structure of the annulus fibrosus and the function and failure of the intervertebral disc. *Spine* 1980;5:106-16.
- Hildebrandt VH. Preventie beroepsgebonden rugproblematiek. Perspektieven voor epidemiologisch onderzoek. Studiereeks S 35-2. Voorburg: Min. SoZaWe. Directoraat-Generaal van de Arbeid, 1988.
- Hirsch C, Schajowicz F. Studies on structural changes in the lumbar annulus fibrosus. *Acta Orthop Scand* 1953;22:184-223.
- Hof AL, Berg JW van den. EMG to force processing I: an electrical analogue of the Hill muscle model. *J Biomech* 1981;14:747-58.
- Hof AL, Pronk CNA, Best JA. Comparison between EMG to force processing and kinetic analysis for the calf muscle moment in walking and stepping. *J Biomech* 1987;20:167-78.
- Horst M, Brinckmann P. Measurements of the distribution of axial stress on the end-plate of the vertebral body. *Spine* 1981;6:217-32.
- Hutton WC, Adams MA. Can the lumbar spine be crushed in heavy lifting? *Spine* 1982;7:586-90.
- Hutton WC, Cyron BM, Stott JRR. The compressive strength of lumbar vertebrae. *J Anat* 1979;129:753-8.
- Hutton WC, Stott JRR, Cyron BM. Is spondylolysis a fatigue fracture? *Spine* 1977;2:202-9.
- Ikai M, Fukunaga T. Calculation of muscle strength per unit cross-sectional area of human muscle by means of ultrasonic measurement. *Int Z angew Physiol einschli Arb.physiol* 1968;26:26-32.
- Jager M, Luttmann A, Laurig W. The load on the spine during the transport of dustbins. *Appl Ergonomics* 1984;15:91-8.
- Junghanns H. Die wirbelsaule in der arbeitsmedizin. Teil I. Biomechanische und biochemische Probleme der Wirbelsaulenbelastung. Stuttgart: Hippokrates Verlag, 1979.
- Jørgensen K. Back muscle strength and body weight as limiting factors for work in the standing slightly-stooped position. *Scand J Rehabil Med* 1970;2:149-53.
- Kahle W, Leonhardt H, Platzer W. Sesam atlas van de anatomie. Deel 1. Bewegingsapparaat. Baarn: Bosch & Keuning NV, 1981.

- Kaleps I, Kazarian LE, Burns ML. Analysis of compressive creep behavior of the vertebral unit subjected to uniform axial loading using exact parametric solution equations of Kelvin solid models - part 2 Rhesus monkey intervertebral joints. *J Biomech* 1984;17:131-6.
- Kamon E, Kiser D, Pytel JL. Dynamic and static lifting capacity and muscular strength of steelmill workers. *Am Ind Hyg Assoc J* 1982;43:853-7.
- Kapandji IA. The physiology of the joints. Edinburgh: Churchill Livingstone, 1974.
- Kazarian LE. Creep characteristics of the human spinal column. *Orthop Clin North Am* 1975;6:3-18.
- Keegan J. Alternations of the lumbar curve related to posture and seating. *J Bone Joint Surg Am* 1953;35:589-603.
- Kelsey JL. Idiopathic low back pain: magnitude of the problem. In: White AA, Gordon SL, eds. Symposium on Idiopathic low back pain. St. Louis, Toronto, London: The C.V. Mosby Company, 1982:5-8.
- Kelsey JL, Githens PB, White AA, Holford TR, Walter SD, O'Conner T. An epidemiologic study of lifting and twisting on the job and risk for acute prolapsed lumbar intervertebral disc. *J Orthop Res* 1984;2:61-6.
- Kippers V, Parker Aw. Posture related to myoelectric silence of erectores spinae during trunk flexion. *Spine* 1984;9:740-5.
- Klein JA, Hickey DS, Hukins DWL. Radial bulging of the annulus fibrosus during compression of the intervertebral disc. *J Biomech* 1983;16:211-7.
- Koeller W, Funke F, Hartmann F. Biomechanical behavior of human intervertebral discs subjected to long lasting axial loading. *Biorheology* 1984;21:675-86.
- Koeller W, Meier W, Hartmann F. Biomechanical properties of human intervertebral discs subjected to axial dynamic compression. A comparison of lumbar and thoracic discs. *Spine* 1984;7:725-33.
- Koeller W, Muehlhaus S, Meier W, Hartmann F. Biomechanical properties of human intervertebral discs subjected to axial dynamic compression - influence of age and degeneration. *J Biomech* 1986;19:807-16.
- Kulak RF, Belytschko TB, Schultz AB. Non-linear behaviour of the human intervertebral disc under axial load. *J Biomech* 1978;9:377-86.

- Kurowski P, Kubo A. The relationship of degeneration of the intervertebral disc to mechanical loading conditions on lumbar vertebrae. *Spine* 1986;11:726-31.
- Lafferty JF. Analytical model of the fatigue characteristics of bone. *Aviat Space Environ Med* 1978;49:170-4.
- Lafferty JF, Winter WG, Gambaro SA. Fatigue characteristics of posterior elements of vertebrae. *J Bone Joint Surg Am* 1977;59:154-8.
- Lamy C, Bazergui A, Kraus H, Farfan HF. Strength of the neural arch and the etiology of spondylolysis. *Orthop Clin North Am* 1975;6:215-31.
- Langenberg W. Morphologie, physiologischer Querschnitt und Kraft des M. erctor spinae im Lumbalbereich des Menschen. *Z Anat Entwickl-Gesch* 1970;132:158-90.
- Lee KW. Biomechanical modelling of cart pushing and pulling. Thesis. University of Michigan: Center for Ergonomics, 1982.
- Leskinen TPJ. Comparison of static and dynamic biomechanical models. *Ergonomics* 1985;28:285-91.
- Leskinen TPJ, Stalhammar HR, Kuorinka IAA, Troup JDG. A dynamic analysis of spinal compression with different lifting techniques. *Ergonomics* 1983;26:595-604.
- Leskinen TPJ, Stalhammer HR, Kuorinka IAA, Troup JDG. The effect of inertial factors on spinal stress when lifting. *Eng Med* 1983;12:87-9.
- Lin HS, Liu YK, Ray G, Nikravesh P. Systems identification for material properties of the intervertebral joint. *J Biomech* 1978;11:1-4.
- Lipson SJ, Muir H. Disc degeneration. *Spine* 1981;6:194-210.
- Liu YK, Dejong A, Njus G, Nishiyama K, Buckwalter J. Torsional fatigue of the lumbar intervertebral joints. *Spine* 1985;10:894-900.
- Liu YK, Njus G, Buckwalter J, Wakano K. Fatigue response of lumbar intervertebral joints under axial cyclic loading. *Spine* 1983;8:857-65.
- Liu YK, Ray G. Systems identification scheme for the estimation of the linear viscoelastic properties of the intervertebral disc. *Aviat Space Environ Med* 1978;49:175-7.

- Liu YK, Ray G, Hirsch C. The resistance of the lumbar spine to direct shear. *Orthop Clin North Am* 1975;6:33-49.
- Macnab I. Disc degeneration. *Proc Roy Coll Phys Surg Can Rep Ann Meet* 1952.
- Macnab I. Pathogenesis of symptoms in discogenic low back pain. - Symposium on the spine AAOS. St Louis: Mosby, 1969:97-110.
- Macnab I. Backache. Baltimore: The Williams and Wilkins Comp, 1977.
- Macnab I. Disc degeneration. The classic. *Clin Orthop* 1986;208:3-14.
- Magora A. Investigation of the relation between low back pain and occupation. IV. Physical requirements: bending, rotation, reaching and sudden maximal effort. *Scan J Rehabil Med* 1973;5:186-90.
- Mairiaux P, Davis PR, Stubbs DA, Baty D. Relation between intra-abdominal pressure and lumbar moments when lifting weights in the erect posture. *Ergonomics* 1984;27:883-94.
- Markolf KL, Morris JM. The structural components of the intervertebral disc. *J Bone Joint Surg Am* 1974;56:675-87.
- Martin JB, Chaffin DB. Biomechanical computerized simulation of human strength in sagittal-plane activities. *AIIE Transactions* 1972;4:19-28.
- McGill SM. Partitioning of the L4/L5 dynamic moment into muscular, ligamentous, and disc components for calculation of tissue loads during lifting. Waterloo: Thesis, 1986.
- McGill SM. A biomechanical perspective of sacro-iliac pain. *Clin Biomech* 1987;2:145-51.
- McGill SM, Norman RW. Dynamically and statically determined low back moments during lifting. *J Biomech* 1985;18:877-85.
- McGill SM, Norman RW. Partitioning of the L4-L5 dynamic moment into disc, ligamentous and muscular components during lifting. *Spine* 1986;11:666-78.
- McGill SM, Norman RW. Effects of an anatomically detailed erector spinae model on L4/L5 disc compression and shear. *J Biomech* 1987;20:591-600.
- McGill SM, Norman RW. Reassessment of the role of intra-abdominal pressure in spinal pressure. *Ergonomics* 1987;30:1565-88.

- McNeill T, Warwick D, Andersson GBJ, Schultz A. Trunk strengths in attempted flexion, extension, and lateral bending in healthy subjects and patients with low back disorders. *Spine* 1980;5:529-38.
- Miller JAA, Haderspeck KA, Schultz AB. Posterior element loads in lumbar motion segments. *Spine* 1983;8:331-7.
- Miller JAA, Schultz AB, Warwick DN, Spencer DL. Mechanical properties of lumbar spine motion segments under large loads. *J Biomech* 1986;19:79-84.
- Morris JM, Lucas DB, Bresler B. The role of the trunk in stability of the spine. *J Bone Joint Surg Am* 1961;43:327-51.
- NIOSH. Work practices guide for manual lifting. DHHS(NIOSH) Publication No.81-122. Cincinnati, Ohio: U.S. Dept. of Health and Human Services, 1981.
- Nachemson A. Lumbar intradiscal pressure. *Acta Orthop Scand Suppl* 1960;43.
- Nachemson A. The load on lumbar discs in different positions of the body. *Clin Orthop* 1968;45:107-22.
- Nachemson A. Towards a better understanding of low-back pain: A review of the mechanics of the lumbar disc. *Rheumatol Rehabil* 1975;14:129-43.
- Nachemson AL. The natural course of low back pain. In: White AA, Gordon SL, eds. *Symposium on Idiopathic low back pain*. St. Louis, Toronto, London: The C.V. Mosby Company, 1982:46-51.
- Nachemson AL, Andersson GBJ, Schultz AB. Valsalva maneuver biomechanics. Effects on lumbar trunk loads of elevated intraabdominal pressures. *Spine* 1986;11:476-9.
- Nachemson A, Elfstrom G. Intravital dynamic pressure measurements in lumbar discs. *Scand J Rehabil Med Suppl* 1970;1:1-32.
- Nachemson A, Schultz A, Andersson GBJ. Mechanical effectiveness studies of lumbar spine orthoses. *Scand J Rehabil Med Suppl* 1983;9:139-49.
- Norman RW. WATBAK. A computer software package for the estimation of low back compressive and shear forces and NIOSH "action" and "maximum permissible" limits for the assessment of strength demands and low back loading in the performance of tasks. Waterloo, Ontario, Canada: Biomech. Lab., Dept. of Kinesiol., University of Waterloo.

- Ortengren R, Andersson GJB. Electromyographic studies of trunk muscles, with special reference to the anatomy of the lumbar spine. *Spine* 1977;2:44-52.
- Panagiotacopoulos ND, Knauss WG, Bloch R. On the mechanical properties of human intervertebral disc material. *Biorheology* 1979;16:317-30.
- Panagiotacopoulos ND, Pope MH, Krag MH, Bloch R. A mechanical model for the human intervertebral disc. *J Biomech* 1987;20:839-50.
- Panjabi MM. Experimental determination of spinal motion segment behaviour. *Orthop Clin North Am* 1977;8:169-80.
- Panjabi MM. Validation of mathematical models. *J Biomech* 1979;12:238.
- Panjabi MM, Goel VK, Takata K. Physiologic strains in the lumbar spinal ligaments. *Spine* 1982;7:192-203.
- Panjabi MM, Krag MH, Chung TQ. Effects of disc injury on mechanical behaviour of the human spine. *Spine* 1984;9:707-13.
- Panjabi MM, Krag MH, White III AA, Southwick WO. Effects of preload on the displacement curves of the lumbar spine. *Orthop Clin North Am* 1977;8:181-92.
- Panjabi MM, Takata K, Goel VK. Kinematics of lumbar intervertebral foramen. *Spine* 1983;8:348-57.
- Park KS, Chaffin DB. A biomechanical evaluation of two methods of manual load lifting. *AIIE Transactions* 1974;6:105-13.
- Patwardhan AG, Soni AH, Sullivan JA, Gudavalli MR, Srinivasan V. Kinematic analysis and simulation of vertebral motion under static load - Part II: Simulation study. *J Biomech Eng* 1982;104:112-8.
- Pearcy MJ. Stereo radiography of lumbar spine motion. *Acta Orthop Scand Suppl* 1985;212:1-45.
- Perey O. Fracture of the vertebral end-plate in the lumbar spine. *Acta Orthop Scand Suppl* 1957;25.
- Pope MH, Andersson GJB, Broman H, Svensson M, Zetterberg C. Electromyographic studies of the lumbar trunk musculature during the development of axial torques. *J Orthop Res* 1986;4:288-97.
- Pope M, Wilder D, Booth J. The biomechanics of low back pain. In: White AA, Gordon SL, eds. *Symposium on Idiopathic low back pain*. St. Louis, Toronto, London: The C.V. Mosby Company, 1982:252-95.

- Poulsen E. Back muscle strength and weight limits in lifting burdens. *Spine* 1981;6:73-5.
- Poulsen E, Jørgensen K. Back muscle strength, lifting, and stooped working postures. *Appl Ergonomics* 1971;2:133-7.
- Prasad P, King AI, Ewing CL. The role of articular facets during +Gz acceleration. *J Appl Mech* 1974;41:321.
- Pytel JL, Kamon E. Dynamic strength test as a predictor for maximal and acceptable lifting. *Ergonomics* 1981;24:663-72.
- Ranu HS. Time dependent response of human intervertebral disc to loading. *Eng Med* 1985;14:43-5.
- Ranu HS, Denton RA, King AI. Pressure distribution under an intervertebral disc - An experimental study. Technical note. *J Biomech* 1979;12:807-8.
- Reid JG, Costigan PA. Geometry of adult rectus abdominis and erector spinae muscles. *J Orthop Sports Phys Ther* 1985;6:278-80.
- Reuber M, Schultz A, Denis F, Spencer D. Bulging of lumbar intervertebral disks. *J Biomech Eng* 1982;104:187-92.
- Rissanen P. The surgical anatomy and pathology of the supraspinous and interspinous ligaments of the lumbar spine with special reference to ligament ruptures. *Acta Orthop Scand Suppl* 1960;46:1-00.
- Rohmert W. Physiologische Grundlagen der Erholungszeitbestimmung. *Zentralbl Arbeit Wiss* 1965;19:1-2.
- Rolander SD, Blair WE. Deformation and fracture of the lumbar vertebral end plate. *Orthop Clin North Am* 1975;6:75-81.
- Roosbazar A. Biomechanics of lifting. In: Nelson RC, Morehouse CA, eds. *Biomechanics 4*. Baltimore: University Park Press, 1974:37-43.
- Sandover J. Dynamic loading as a possible source of low-back disorders. *Spine* 1983;8:652-8.
- Scholten PJM. Idiopathic scoliosis, some fundamental aspects of the mechanical behaviour of the human spine. Proefschrift. Amsterdam: V.U., 1986.
- Schreiner K. Fiber stabilization of bent cylinders, with an application to intervertebral discs. *J Biomech Eng* 1983;105:294-5.

- Schultz AB, Anderson GBJ. Analysis of loads on the lumbar spine. Spine 1981;6:76-82.
- Schultz AB, Anderson GBJ, Haderspeck K, Ortengren R, Nordin M, Bjork R. Analysis and measurements of lumbar trunk loads in tasks involving bends and twists. J Biomech 1982;15:669-75.
- Schultz A, Anderson GBJ, Ortengren R, Bjork R, Nordin M. Analysis and quantitative myoelectric measurements of loads on the lumbar spine when holding weights in standing postures. Spine 1982;7:390-7.
- Schultz A, Anderson G, Ortengren R, Haderspeck K, Nachemson A. Loads on the lumbar spine. J Bone Joint Surg Am 1982;64:713-20.
- Schultz A, Haderspeck K, Warwick D, Portillo D. Use of lumbar trunk muscles in isometric performance of mechanically complex standing tasks. J Orthop Res 1983;1:77-91.
- Schultz AB, Haderspeck-Grib K, Sinkora G, Warwick DN. Quantitative studies of the flexion-relaxation phenomenon in the back muscles. J Orthop Res 1985;3:189-97.
- Seroussi RE, Pope MH. The relationship between trunk muscle electromyography and lifting moments in the sagittal and frontal planes. J Biomech 1987;20:135-46.
- Shah JS, Coggins J, Rogers R, Jayson MIV, Hampson WGJ. Surface strain distribution in isolated single lumbar vertebrae. Ann Rheum Dis 1976;35:51-5.
- Shah JS, Hampson WOJ, Jayson MIV. The distribution of surface strain in the cadaveric lumbar spine. J Bone Joint Surg Br 1978;60:246-51.
- Shirazi-Adl A, Drouin G. Load-bearing role of facets under sagittal plane loadings. J Biomech 1987;20:601-13.
- Shirazi-Adl A, Ahmed AM, Shrivastava SC. A finite element study of a lumbar motion segment subjected to pure sagittal plane moments. J Biomech 1986;19:331-50.
- Shirazi-Adl SA, Shrivastava SC, Ahmed AM. Stress analysis of the lumbar disc-body unit in compression. A three-dimensional non-linear finite element study. Spine 1984;9:120-34.
- Simon BR, Wu JSS, Carlton MW, Evans JH, Kazarian LE. Structural models for human spinal motion segments based on a poroelastic view of the intervertebral disc. J Biomech Eng 1985;107:327-35.
- Simon BR, Wu JSS, Carlton MW, Kazarian LE, France EP, Evans JH. Poroelastic dynamic structural models of rhesus spinal motion segments. Spine 1985;10:494-507.

- Smeathers JE. Some time dependent properties of the intervertebral joint when under compression. Eng Med 1984;13:83-7.
- Smidt G, Herring T, Amundsen L, Rogers M, Russell A, Lehmann T. Assessment of abdominal and back extensor function. A quantitative approach and results for chronic low-back patients. Spine 1983;8:211-9.
- Smith SS, Mayer TG, Gatchell RJ, Becker TJ. Quantification of lumbar function. Part 1: isometric and multispeed isokinetic trunk strength measures in sagittal and axial planes in normal subjects. Spine 1985;10:757-64.
- Snook SH. Low back pain in industry. In: White AA, Gordon SL, eds. Symposium on Idiopathic low back pain. St. Louis, Toronto, London: The C.V. Mosby Company, 1982:23-38.
- Sonnerup L. A semi-experimental stress analysis of the human intervertebral disc in compression. Exp Mech 1972;;142-7.
- Spangfort EV. The lumbar disc herniation. A computer aided analysis of 2504 operations. Acta Orthop Scand Suppl 1972;142.
- Spilker RL. Mechanical behavior of a simple model of an intervertebral disk under compressive loading. J Biomech 1980;13:895-901.
- Spilker RL, Daugirda DM, Schultz AB. Mechanical response of a simple finite element model of the intervertebral disc under complex loading. J Biomech 1984;17:103-12.
- Spilker RL, Jakobs DM, Schultz AB. Material constants for a finite element model of the intervertebral disk with a fiber composite annulus. J Biomech Eng 1986;108:1-1.
- Stokes IAF, Aberly JM. Influence of the hamstring muscles on lumbar spine curvature in sitting. Spine 1980;5:525-8.
- Stokes I, Greenapple DM. Measurement of surface deformation of soft tissue. J Biomech 1985;18:1-7.
- Sullivan JD, Farfan JF. The crumpled neural arch. Orthop Clin North Am 1975;6:199-214.
- Takashima ST, Singh SP, Haderspeck KA, Schultz AB. A model for semi-quantitative studies of muscle actions. J Biomech 1979;12:929-39.
- Thorstensson A, Nilsson J. Trunk muscle strength during constant velocity movements. Scand J Rehab Med 1982;14:61-8.

- Tichauer ER. A pilot study of the biomechanics of lifting in simulated industrial work situations. *J Safety Res* 1971;3:98-115.
- Trunkey DD. Trauma. *Scientific American* 1983;249(2):20-7.
- Twomey L, Taylor J. Flexion creep deformation and hysteresis in the lumbar vertebral column. *Spine* 1982;7:116-22.
- Ueno K, Liu YK. A three dimensional nonlinear finite element model of lumbar intervertebral joint in torsion. *J Biomech Eng* 1987;109:200-9.
- Urban JPG, Maroudas A. The measurement of fixed charge density in the intervertebral disc. *Biochim Biophys Acta* 1979;586:168-78.
- Vermeer JP. Klinische betekenis van degeneratieve afwijkingen van de lumbale wervelkolom. Verzekeringskundige aspecten bij de beoordeling van Arbeidsongeschiktheid. *Ned Tijdschr Geneesk* 1983;127:1383-5.
- Vernon-Roberts B. Pathology of degenerative spondylosis. In: Jayson MIV, ed. *The lumbar spine and back pain*. London: Pitman Medical Comp Ltd, 1976:55-76.
- Vink P, Kamphuizen HAC. Leg length inequality, pelvic tilt, and lumbar back muscle activity during standing. Submitted for publication: *Clinical Biomechanics*, 1988.
- Virgin WJ. Experimental investigation into the physical properties of the intervertebral disc. *J Bone Joint Surg Br* 1951;33:607-11.
- Warwick D, Novak G, Schultz A. Maximum voluntary strengths of male adults in some lifting, pushing and pulling activities. *Ergonomics* 1980;23:49-54.
- Weide L. Fysieke belasting bij tillen - beoordeling volgens de NIOSH-methode. *Tijdschrift voor Ergonomie* 1983;8(4).
- Weis-Fogh T, Alexander RMcN. The sustained power output from striated muscle. In: Pedley TJ, ed. *Skill effects in animal locomotion*. London: Academic Press, 1977:511-25.
- White AA, Edwards WT, Liberman D, Hayes WC, Lewinnek GE. Biomechanics of lumbar spine and sacroiliac articulation: relevance to idiopathic low back pain. In: White AA, Gordon SL, eds. *Symposium on Idiopathic low back pain*. St. Louis, Toronto, London: The C.V. Mosby Company, 1982:296-322.
- White AA, Gordon SL. *Symposium on Idiopathic low back pain*. St. Louis, Toronto, London: The C.V. Mosby Company, 1982.

- White AA, Panjabi MM. Clinical biomechanics of the spine. Philadelphia, Toronto: J.B. Lippincott Company, 1978.
- Williams RC. Reduced lumbosacral joint space in relation to sciatic sciatic. JAMA 1932;104:1677.
- Woittiez RD, Huijing PA, Boom HBK, Rozendal RH. A three-dimensional muscle model: a quantified relation between form and function of skeletal muscles. J Morph 1984;182:95-113.
- Wood GA, Hayes KC. A kinetic model of intervertebral stress during lifting. Br J Sports Med ; 74-9.
- Wu HC, Yao RF. Mechanical behaviour of the human annulus fibrosus. J Biomech 1976;9:1-7.
- Wyke B. Receptor systems in lumbosacral tissues in relation to production of low back pain. In: White AA, Gordon SL, eds. Symposium on Idiopathic low back pain. St. Louis, Toronto, London: The C.V. Mosby Company, 1982:97-107.
- Yang KH, King AI. Mechanism of facet load transmission as a hypothesis for low-back pain. Spine 1984;9:557-65.
- Yasuma T, Makino E, Saito S, Inui M. Histological development of intervertebral disc herniation. J Bone Joint Surg Am 1986;68:1066-72.
- Yettram AL, Jackman MJ. Equilibrium analysis for the forces in the human spinal column and its musculature. Spine 1980;5:402-11.
- Yettram AL, Jackman MJ. Structural analysis for the forces in the human spinal column and its musculature. J Biomech Eng 1982;4:118-24.
- Yoshizawa H, O'Brien JP, Smith WT, Trumper M. The neuropathology of the intervertebral discs removed for low-back pain. J Pathology 1980;132:95-104.