

# Die meganies-fisiese eienskappe van die trabekulêre (kanselleuse) been van die femurnek

D.H. van Papendorp

Departement Fisiologie, Universiteit van Pretoria, Pretoria 0002

## UITTREKSEL

*Die drukspanning wat nodig is om die trabekulêre been van die femurnek, by pasiënte met femurnekfrakture, te laat swig, is 60% minder as dié wat nodig is om dieselfde resultaat by pasiënte met heuposteoartrose te verkry. Die kompressiesterkte van die trabekulêre been toon 'n redelike korrelasie ( $r = 0,58$ ) met die relatiewe digtheid van die been. 'n Analise van die helling van die spanning-vervormingkurwes en 'n bepaling van die elastisiteitsmodulus van die trabekulêre been toon dat pasiënte met femurnekfrakture se been 30–60% meer elasties is as dié van pasiënte met heuposteoartrose. Sowel die sterkte as die elastisiteit van die trabekulêre been kan dus 'n rol in die evolusie van femurnekfrakture speel.*

## ABSTRACT

*The mechanical and physical properties of trabecular (cancellous) bone of the femur neck*

*The stress required to reach the breaking point of trabecular bone of the femur neck of patients who obtained a femur neck fracture, was found to be 60% less than that required to reach the same result in patients with hip osteoarthritis. The compression strength of trabecular bone showed a reasonable correlation ( $r = 0,58$ ) with the relative density of this bone. Analyses of the inclination of the stress-strain curves, and the determination of the elasticity modulus of trabecular bone showed that the bone of the fracture group was 30-60% more elastic than that of the osteoarthritic group. Both strength and elasticity may thus play a role in the evolution of this fracture.*

## INLEIDING

Die klassifikasie van beenweefsel as kompak of trabekulêr berus op die beenporositeit wat dié gedeelte van die volume uitmaak wat uit nie-gemineralsiseerde weefsel bestaan.<sup>1</sup> Kompakte been se porositeit wissel van 5–30% terwyl die porositeit van trabekulêre been 30–90% is.<sup>2</sup> Die femurnek bestaan uit kompakte been wat die buitenste kortekse vorm, en trabekulêre been wat aaneenlopend met die binneste korteks verloop, en wat uit 'n driedimensionele latwerk van beenplate en kolomme (trabeculae) bestaan. Die trabeculae verdeel die binneste beenvolume in interkommunikerende porieë van verskillende groottes om so 'n struktuur van veranderde porositeit en oënskynlike digtheid te vorm.

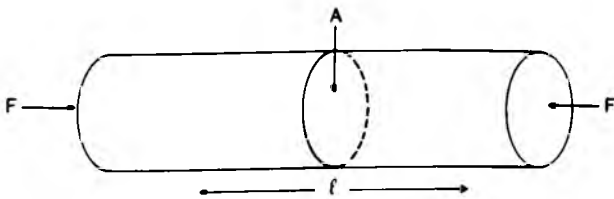
Die trabekulêre been van die femurnek speel 'n belangrike rol in die lasdravermoë (draaglas) van die femur.<sup>3,4</sup> Die meeste frakture wat in ouer individue voorkom, geskied in areas waar die trabekulêre been 'n betekenisvolle gedeelte van die ondersteuning verleen, byvoorbeeld in die proksimale deel van die femur.<sup>5</sup> Die trabekulêre been van die femurnek is verder belangrik omdat frakture van dié gebied aansienlik probleme met reduksie en fiksasie veroorsaak, deels die gevolg van die onreduseerbare kompressie van been.<sup>6</sup> Verder is die sterkte en stabiliteit van die interne fiksasie van die femurnek grootliks van die trabekulêre been se fisiese eienskappe afhanklik.<sup>7</sup> Die etiologie van gelokaliseerde osteoartrose en osteoporose kan ten dele op grond van 'n abnormale bela-

ding, met die gepaardgaande strukturele abnormaleite in die proksimale femur, verklaar word.<sup>8</sup>

Aangesien daar relatief min in die literatuur oor die meganiese eienskappe van die trabekulêre been by pasiënte met femurnekfrakture en osteoartrose bekend is,<sup>9</sup> is die fisiese sterkte van been biopsiemonsters van pasiënte met subkapitale femurnekfrakture vergelyk met dié met osteoartrose van die heupgewrigte. Spesifiek is daar probeer om die kompressiesterkte (drukspanning) met die oënskynlike digtheid van been te vergelyk, om die vervorming van die trabekulêre been te meet en om die elastisiteitsmodulus in die twee groepe te bereken, ten einde 'n moontlike meganiese-fisiese verklaring te kan gee waarom subkapitale femurnekfrakture so algemeen voorkom by die een en haas nooit by die ander groep nie. Die meganiese eienskappe wat ondersoek is, het (1) die elastiese konstantes, naamlik drukspanning "stress", vervorming "strain" en elastisiteitsmodulus; en (2) die plastiese parameter (permanente vervorming), naamlik maksimale beladingsterkte (maksimale drukspanning vir swig), ingesluit.

### ELASTIESE PARAMETERS

Die verhouding tussen die uitwendig toegepaste drukspanning (krag per eenheidsoppervlakte) en die vervorming (verandering in lengte) staan as die elastiese konstante bekend. Byvoorbeeld wanneer die onderstaande stafie saamgepers word (kompressie), word die lengte en die deursneeoppervlakte aan kompressiekrag aan albei ente onderwerp. Fig. 1.



FIGUUR 1: Kompressie van 'n uniforme stafie.

'n Elastiese liggaam word so gedefinieer: wanneer die vervorming direk eweredig aan die drukspanning is, en by verwydering van die spanning, keer die liggaam terug na sy oorspronklike vorm.<sup>10</sup>

Eksperimenteel is daar bevind dat, by elastiese materiale soos been, lengteveranderinge ( $\Delta l$ ) direk aan die oorspronklike lengte ( $l$ ) en die uitgeoefende krag per eenheidsoppervlakte ( $F/A$ ) eweredig is.<sup>10</sup>

$$\Delta l = \left(\frac{1}{E}\right) l \left(\frac{F}{A}\right)$$

waar  $E$  = Elastisiteitsmodulus

Die hoeveelheid krag ( $F$ ) per eenheidsoppervlakte ( $A$ ) word die drukspanning "stress" genoem ( $\sigma$ ):

$$\sigma = F/A$$

Die fraksionele verandering in die lengte  $\Delta l/l$  is die

vervorming "strain" ( $\epsilon$ ):

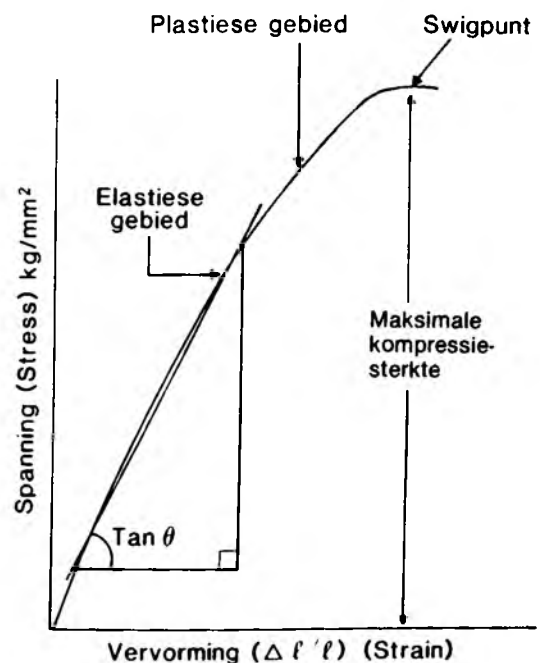
$$\epsilon = (\Delta l/l)$$

Die eweredigheidskoeffisiënt tussen spanning en vervorming ( $E$ ) staan bekend as die elastisiteitsmodulus of Young se modulus:

$$E = \frac{\sigma}{\epsilon} \text{ N/mm}^2 \text{ of MPa}$$

### PLASTIESE PARAMETERS

Plastiese vervorming dui daarop dat permanente vervorming ingetree het, met ander woorde al word die drukspanning van die stafie (been) verwyder, keer die stafie nie na sy oorspronklike lengte terug nie. Fig. 1. Hierdie punt op 'n spanning-vervormingdiagram van been is gelyk aan die swiglas of maksimale breekspanning van been.<sup>11</sup> Fig. 2.



FIGUUR 2: 'n Tipiese spanning-vervormingdiagram van been.

### MATERIAAL EN TEGNIEK

#### 1. Monsterversameling en voorbereiding

In die ondersoek is daar gebruik gemaak van 100 femurkoppe van pasiënte. Vyftig femurkoppe is verkry tydens 'n totale heupvervangingsoperasie van pasiënte met erge osteoartrose en vyftig femurkoppe is tydens die operasie vir subkapitale femurnekfrakture verwyder. Al die pasiënte was blank en tussen die ouderdom van 60 tot 80 jaar. Die geslagsdifferensiasie vir beide groepe was tweederde vrouens en eenderde mans.

Verteenwoordigende biopsiemonsters is van gevriesde femurkoppe geneem, naamlik van die inplantingsarea van die ligamentum teres tot by die middelpunt van die femurnek. 'n Medishield core 3-beenbiopsiesnyer met 'n deursnit van 11,6 mm is deurgaans gebruik. By die neem van die biopsies is die femurkoppe in 'n hoë presisie EMCO MAXIMAT V-10-draaibank geposisioneer, sodat ekwivalente

biopsies geneem kon word. Die lengte van die been-silinder is met behulp van die draaibank op 18,92 mm afgesny. Die volume van die biopsiesilinder was deur-gaans 2 000 mm<sup>3</sup>. Die monsters is by 4°C bewaar en vir een uur voor toetsing by kamertemperatuur ge-laat. Die kompressietoetse is op nat monsters (nie ontvet of gedroog nie) uitgevoer.

## 2. Eksperimentele prosedures

### 2.1 Bepaling van die elastiese konstantes

In *Instron 1195* stadige spoed vloermodel druk- en trekapparaat met 'n oorhoofse spoed (crosshead speed) van 5 mm/min is gebruik. Die kompressie-beladingsel het 'n omvang tot 500 Newton gehad. Die biopsiemonsters is vertikaal in die middel van die beladingsel ge-posisioneer. 'n Belading-deformasie-kurve (spanning-vervormingkurwe) is vir elke monster geregistreer. Die kaartspoed was 5 cm/min.

Uit die spanning-vervormingkurwes (Fig. 3) is die lengteverandering by 'n bepaalde drukspanning in die elastiese gebied deur middel van ekstrapolering van die reguit gedeelte van die kurwe gemeet. Aange-sien vervorming ook afhanklik is van die spoed van die krag toegedien (5 mm/min) en die kaartspoed (50 mm/min), is hierdie faktore in berekening gebring deur die gemete lengteverandering met  $\frac{5}{30}$  te vermenig-vuldig. Vervorming is gestandaardiseer deur die lengteverandering met die oorspronklike lengte van die biopsiemonster te deel. Tabel I.

Lengteveranderinge is ook met behulp van 'n ekstensometer, wat akkuraat tot 0,01 mm meet, bepaal, en het in groot mate met die gemete lengte-veranderinge ooreengestem.

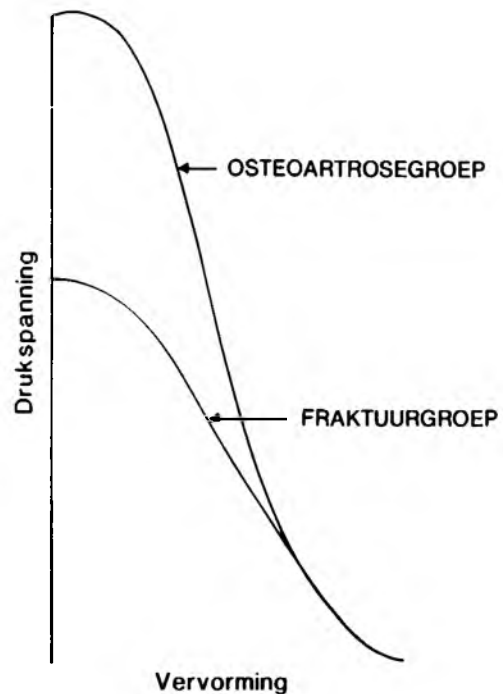
Die elastisiteitsmodulus is bereken deur die betrok-ke drukspanning met die vervorming te deel. Tabel I. Die helling van die kurwe ( $\tan \theta$ ) is 'n aanduiding van die elastisiteit van die betrokke sisteem.

### 2.2 Bepaling van die plastiese konstantes

Die maksimale drukspanning (stress) by die swig-punt is verkry deur die maksimale krag by die swig-punt met die deursneeoppervlakte van die biopsie-monster (206 mm<sup>2</sup>) te deel.

## RESULTATE

Tabel I toon onderskeidelik die maksimum bela-ding en die drukspanning wat nodig is vir swig, ver-vorming en die elastisiteitsmodulus by sowel die fraktuur- as die osteoartrosegroepe. Al hierdie para-



FIGUUR 3: Beladingvervormingkurwes van die frak-tuur- en osteoartrosegroepe.

Tabel 1

Die maksimum belading, drukspanning, vervorming en elastisiteitsmodulus van die fraktuur- en osteoartrosegroepe

		Fraktuurgroep	Osteoartrosegroep
Maksimum belading nodig vir swig (kg)	Mans	46,60 ± 17,34	108,72 ± 36,20*
	Vrouens	31,33 ± 17,49	92,77 ± 25,86*
	<b>TOTAAL</b>	<b>37,20 ± 18,78</b>	<b>99,95 ± 31,56*</b>
Maksimale drukspanning nodig vir swig (N/mm <sup>2</sup> )	Mans	4,30 ± 1,59	10,05 ± 3,35*
	Vrouens	2,90 ± 1,61	8,57 ± 2,39*
	<b>TOTAAL</b>	<b>3,44 ± 1,73</b>	<b>9,24 ± 2,92*</b>
Vervorming	Mans	0,168 ± 0,047	0,169 ± 0,030
	Vrouens	0,156 ± 0,053	0,168 ± 0,052
	<b>TOTAAL</b>	<b>0,159 ± 0,051</b>	<b>0,168 ± 0,047</b>
Elastisiteitsmodulus (N/mm <sup>2</sup> )	Mans	18,67 ± 9,64	60,98 ± 16,90*
	Vrouens	14,56 ± 7,57	42,79 ± 24,07*
	<b>TOTAAL</b>	<b>15,79 ± 7,77</b>	<b>49,33 ± 23,30*</b>

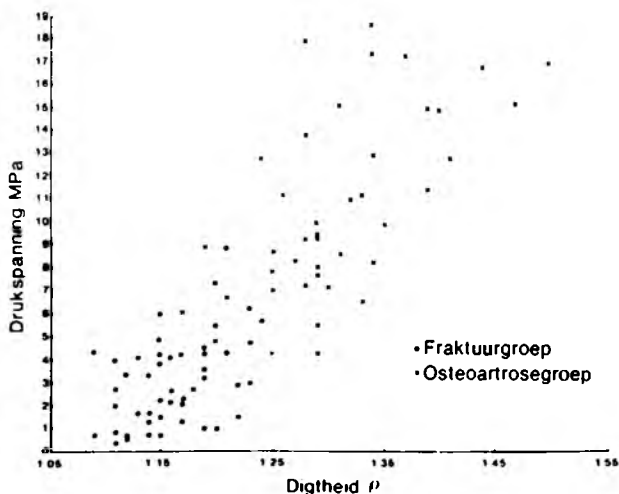
Data uitgedruk as gemiddelde waarde ± standaardafwyking.

\*Fraktuurgroep versus osteoartrosegroep :  $p < 0,001$

meters, met uitsluiting van die vervorming, het statisties beduidende verskille tussen die twee groepe getoon. Die maksimum belading by die swigpunt was 37,20 kg by die fraktuurgroep en 99,95 kg by die osteoartrosegroep ( $p < 0,001$ ). Hieruit blyk dat die fraktuurgroep slegs 37% van die drukspanning van die osteoartrosegroep nodig gehad het om te swig. Die vervorming was 0,159 en 0,168 by onderskeidelik die fraktuur- en osteoartrosegroepe en het nie statisties beduidend verskil nie. Die gemiddelde elastisiteitsmodulus was 15,79 N/mm<sup>2</sup> by die fraktuurgroep en 49,33 N/mm<sup>2</sup> by die osteoartrosegroep ( $p < 0,001$ ). Die hellings van die spanning-vervormingkurwes, wat ook 'n aanduiding van die elastisiteit van been is, was  $52 \pm 18^\circ$  by die fraktuurgroep en  $67 \pm 13^\circ$  by die osteoartrosegroep ( $p < 0,01$ ). Fig. 3 toon die tipiese belading-vervormingskurwes van die twee eksperimentele pasiëntgroepe.

Wanneer die maksimale drukspanning by die swigpunt teenoor die relatiewe digtheid, massa per volume (Archimedes se metode),<sup>12</sup> vir elke individuele monster by die fraktuur- en osteoartrosegroepe grafies voorgestel word, word 'n lineêre distribusie  $r = 0,62$  en  $0,45$  verkry. (Fig. 4) hierdie wisseling verantwoordelik.<sup>14</sup>

Dié studie toon dat beenmonsters van die fraktuurgroep by 'n kompressielading (spanning) swig wat minder as die helfte van die spanning is waarteen



FIGUUR 4: Die distribusie van drukspanning en relatiewe digtheid by die fraktuur- en osteoartrosegroepe.

## BESPREKING

Die elastiese en sterkte-eienskappe van die trabekulêre been van femurneke is kwantitatief bepaal. Daar is gevind dat die meganiese eienskappe van verskillende monsters dikwels grootliks verskil – vandaar die groot standaardafwykings wat meestal met die drukspanningstoetse en die elastisiteitsmodulus verkry is. Hierdie waarnemings stem ooreen met dié van ander navorsers.<sup>13</sup> Die anisotropie of trabekulêre oriëntasie by die femurnek, die ultrastruktuur van been en die mate van mineralisering is grotendeels vir

monsters van die osteoartrosegroep swig. Die fraktuurgroep se kompressiesterkte was duidelik verlaag en het ooreengestem met die resultate van die normale trabekulêre been van die proksimale tibia en calcaneus.<sup>15</sup> Soos blyk uit Fig. 4, het die kompressiesterkte van die trabekulêre been in sowel die fraktuur- as die osteoartrosegroepe met die relatiewe digtheid (Archimedes) van dié been gekorreleer.

Die verhouding tussen digtheid en beensterkte was egter minder oortuigend by veral die fraktuurgroep. Alhoewel dié feit moontlik aan tegniese faktore soos die anisotropie van trabekulêre been, toegeskryf kan word, is dit waarskynlik dat ander eienskappe van die been (byvoorbeeld elastisiteit) ook belangrik is by die finale bepaling van beensterkte en die ontwikkeling van frakture.

Trabekulêre been kan as 'n elastiese materiaal beskou word en het 'n verkorting van 1,3 – 3,8% van die oorspronklike lengte getoon. Die hoë korrelasiekoëffisiënt tussen die kompressiesterkte en die elastisiteitsmodulus\* van materiale toon dat styfheid nou verwant aan sterkte is. 'n Analise van die hellings van die spanning-vervormingkurwes van die twee groepe toon dat – in die elastiese gebied van die kurwe – die fraktuurgroep 32% meer elasties is as die osteoartrosegroep. 'n Bepaling van die elastisiteitsmodulus het 'n 60% verskil tussen die twee groepe getoon.

Die patofisiologie van subkapitale femurnekfrakture bly onbekend. Die verminderde kompressiesterkte en die verhoogde elastisiteit van die been kan egter *in vivo* aanleiding gee tot mikroverbuiging en die knakking van beentrabeculae en die ontwikkeling van 'n tipe vermoeidheidsfraktuur. Hierdie proses van buig- en knakbeladings sal veral by ouer pasiënte en by vroue, met 'n verminderde spierbeskerming van die gewigte, fraktuurinisiasie in die hand werk.

Ontvang 10 Maart 1986; aanvaar 12 Junie 1986.

## LITERATUURVERWYSINGS

- Jowsey, J. (1977). In *The bone biopsy* (Plenum Medical Book Co. London) pp. 15-42.
- Carter, D.R. & Hayes, W.C. (1977). The compressive behaviour of bone as a two-phase porous structure, *J. Bone Joint Surg.*, 59A, 954-962.
- Horsman, A., Nordin, C., Simpson, M. & Speed, R. (1982). cortical and trabecular bone status in elderly women with femoral neck fracture, *Clin. Orthop.*, 166, 143-151.
- Mizrahi, J., Margulies, J.Y., Leichter, I & Deutsch, D. (1984). fracture of the human femoral neck: effect of density of the cancellous core, *J. Biomed. Eng.*, 6, 56-62.
- Van Niftrik, J. (1984). Postmenopausal osteoporosis, *Medical News*, 2, 19-21.
- Evarts, C.M. (1973). Endoprosthesis as the primary treatment of femoral neck fractures. *Clin. Orthop.*, 92, 69-75.
- Frandsen, P.A. & Madsen, T. (1983). Axial compression in femoral neck osteotomies, *Acta Orthop. Scand.*, 54, 703-707.
- Riggs, B.L., Wahner, H.W., Seeman, E., Offord, K.P., Dunn, W.L., Mazess, R.B., Johnson, K.A. & Melton, L.J. (1982) Changes in bone mineral density of the proximal femur and spine with ageing, *J. Clin. Invest.*, 70, 716-723.
- Martens, M., Van Audekercke, R., Delpont, P., De Meester, P. & Mulier, J.C. (1983). The mechanical characteristics of

\*Elastisiteitsmodulus is omgekeerd eweredig aan vervorming by homogene materiale.

- cancellous bone at the upper femoral region, *J. Biomechanics*, 16, 971-983.
10. Benedek, G.B. & Villars, F.M.H. (1973). Static equilibrium and the forces acting on muscles and bone within the human body. In *Physics with illustrative examples from medicine and biology*. I, pp. 1-190.
  11. Dickenson, R.P., Hutton, W.C. & Stott, J.R.R. (1981). The mechanical properties of bone in osteoporosis, *J. Bone Joint Surg.*, 63B, 233-238.
  12. Verleger, H. (1960). Hidrostatika en aërostatika. In *Fisika* (Aurora, Pretoria) pp. 91-95.
  13. Reilly, D.T. & Burstein, A.H. (1974). The mechanical properties of cortical bone, *J. Bone Joint Surg.* 56A, 1001-1021.
  14. Townsend, P.R., Raux, P., Rose, R.M., Miegiet, R.E. & Radin, E.L. (1975). The distribution and anisotropy of the stiffness of cancellous bone in the human patella, *J. Biomechanics*. 8, 363-369.
  15. Hvid, I., Christensen, P., Sondergaard, J., Christensen, P.B. & Larsen, C.G. (1983). Compressive strength of tibial cancellous bone, *Acta Orthop. Scand.* 54, 819-825.