

**EVALUAREA TENSIUNILOR DIN FOCARUL DE FRACTURĂ PRIN  
FOTOELASTICIMETRIE PRIN ACOPERIRE  
-CORELAȚII BIOMECHANICE -**

**TENSION EVALUATION IN THE FRACTURE SITE THROUGH PHOTO-STRESS  
METHOD - BIOMECHANICAL CORRELATIONS -**

*Asist univ. dr. Necula Radu-Dan<sup>1,2</sup>, Prof. univ. dr. ing. Szava Ioan<sup>3</sup>  
Prof. univ. dr. Șamotă Iosif<sup>1,2</sup>, dr. Galfi Botond<sup>3</sup>*

<sup>1</sup>Secția Clinică de Ortopedie Traumatologie, Spitalul Clinic Județean de Urgență Brașov

<sup>2</sup>Facultatea de Medicină, Universitatea Transilvania, Brașov

<sup>3</sup>Facultatea de Inginerie Mecanică, Universitatea Transilvania, Brașov

**Abstract:**

Fixation of long bone fractures, especially in the middle part, requires respect to some biomechanical conditions. We think that flexible fixation is a real biological fixation. It avoids further vascular destructions and does not oppose to benefit mechanical tensions. From the biological point of view it seems to be the method of choice. So as an experimental support of our good clinical results we started on photo-elastic investigation of this mechanical condition. Evaluation by photo-elastic coating is a widely used full-field technique for accurately measuring surface strain to determine the stresses in a part or structure during static or dynamic testing.

**Key words:** internal fixation, elastic fixation, stress distribution, photo-elastic investigation

**Introducere**

Fixarea fracturilor osoaselor lungi, în special a celor diafizare impune respectarea unor condiții biomecanice [1]. Noi credem că fixarea flexibilă este o fixare biologică reală, prin protejarea mediului biologic local și complianța la tensiunile mecanice benefice. Astfel, din punct de vedere biologic fixarea flexibilă se impune cel puțin ca și primă alegere [8, 11, 12]. Rezultatele clinice ne-au îndemnat să dezvoltăm un suport experimental. Am realizat un studiu al stării mecanice din focarul de fractură fixat cu diferite mijloace de osteosinteză, promovând fiecare în parte principii biomecanice particulare. Evaluare stării mecanice prin acoperire foto-elastică este utilizată pe scară largă pentru măsurarea cu precizie a tensiunilor apărute la încărcarea unei structuri în statică sau dinamică [13].

**Material și metodă**

Prin *birefrință naturală* sau *refracție dublă* înțelegem capacitatea unui material de a descompune o rază incidentă polarizată plan în două componente reciproc perpendiculare, care la ieșirea lor din material vor prezenta și o întârziere de fază, datorită vitezelor lor diferite de propagare [2, 5, 9]. *Birefrința accidentală*

este acel caz particular, în care fenomenul de birefrință apare doar ca efect imediat al unei solicitări mecanice a respectivului material și dispăre odată cu încetarea acțiunii sarcinii exterioare aplicate. Materialele utilizate în acest sens în modelarea, respectiv investigarea stărilor de tensiune se numesc *materiale fotoelastice*. Direcțiile celor două raze componente la ieșirea din materialul fotoelastic solicitat se vor confunda cu direcțiile tensiunilor mecanice principale  $\sigma_1, \sigma_2$  și totodată aceste fascicule luminoase vor prezenta și viteze de propagare proporționale cu mărimea tensiunilor respective. *Polariscopul* reprezintă acel instrument, care utilizează proprietățile luminii polarizate în analiza tensiunilor mecanice. În funcție de modul, în care lumina traversează materialul fotoelastic deosebit: *polariscoape prin transmisie* (când lumina trece o singură dată), respectiv prin *reflexie* (când lumina trece de două ori prin acest material), iar în funcție de tipul de polarizare (plană sau circulară) a luminii deosebit: *polariscop (cu lumină polarizată) plan* și *(cu lumină polarizată) circular* [2, 3, 4, 5, 9]. În acest ultim caz, polariscopul plan va fi prevăzut și cu două elemente optice speciale, denumite *lame sfert de undă*, care asigură o întârziere de fază lineară

suplimentară de  $\lambda/4$ . În cadrul acestor investigații s-a utilizat polariscopul portabil prin reflexie (deci adecvat *acoperirilor cu straturi fotoelastice subțiri*) al Companiei Vishay, sistem denumit PhotoStress, care permite ambele montaje optice (de polariscop plan, respectiv circular) [13]. Din tratatele de specialitate [3, 4, 5, 6,7, 9], respectiv din [10] se pot menționa următoarele noțiuni de bază: *Izoclinele* - reprezintă locurile geometrice ale punctelor, de-a lungul cărora tensiunile principale mecanice  $\sigma_1, \sigma_2$  prezintă aceleași înclinări; ele se pot pune în evidență cu ajutorul polariscopului plan; *Izocromatele* - locurile geometrice ale punctelor, de-a lungul cărora diferența tensiunilor principale mecanice  $(\sigma_1 - \sigma_2)$  este constantă; ele se pot pune în evidență cu ajutorul polariscopului circular; *legea cantitativă a Fotoelasticității* (Maxwell, 1853) *aferentă stării plane de tensiune* este:

$$\sigma_1 - \sigma_2 = \frac{Nf}{h} = N\sigma_o,$$

unde:  $N$  este ordinul de franjă (numărul franjei, adică ordinea ei de apariție, în urma unei încărcări progresive);

$f$  - valoarea franjei de material sau coeficientul de material;

$h$  - grosimea modelului;

$$\sigma_o = \frac{f}{h}$$

- constanta fotoelastică a modelului, care se determină printr-o etalonare prealabilă a materialului fotoelastic.

La materialele fotoelastice, având un comportament liniar-elastic, diferența deformațiilor specifice liniare principale în raport de ordinul franjei este

$$\varepsilon_1 - \varepsilon_2 = \frac{1+\nu}{E}(\sigma_1 - \sigma_2) = \frac{1+\nu}{E} \frac{Nf}{h} = \frac{Nf_\varepsilon}{h},$$

unde:  $\nu$  este coeficientul contracției transversale (coeficientul lui Poisson);

$$f_\varepsilon = \frac{1+\nu}{E} f$$

- o constantă de material.

În cazul de față, deoarece direcțiile principale de solicitare erau cunoscute, doar izocromatele prezentau interes. De asemenea, datorită faptului că, în zona tensiunilor mecanice maxime, cu o bună aproximare, se putea accepta o stare liniară ( $\sigma_2 = 0$ ), analiza tensiunilor s-a simplificat mult, putându-se evidenția direct tensiunile principale  $\sigma_1$ , respectiv deformațiile specifice liniare  $\varepsilon_1$ .

*Metoda acoperirilor cu straturi fotoelastice subțiri*, care la compania Vishay poartă denumirea de PhotoStress, are următorul principiu de lucru:

De la sursa de lumină albă, fasciculul luminos este colimat (transformat în raze de lumină practic paralele), trecând prin Polarizorul  $P$  și lama sfert de undă  $\lambda/4$ , ajunge la stratul fotoelastic. După traversarea acestui strat, fasciculul luminos se reflectă de pe stratul de adeziv reflectorizant, urmând traversarea din nou a stratului fotoelastic, iar apoi, trecând și prin a doua lamă sfert de undă, respectiv prin Analizorul  $A$ , ajunge la observator sau la camera video (care înregistrează imaginile și trimite mai departe aceste informații la calculatorul prevăzut cu soft-ware-ul adecvat). Ea reprezintă o metodă de analiză a tensiunilor în corpuri bi- și tridimensionale opace. Astfel, starea tensionat-deformată a stratului fotoelastic va prezenta valori apropiate de acelea aferente piesei analizate, fiind posibilă o analiză cantitativă pertinentă.

Specimenele de os au fost pregătite prin osteotomie oblică dublă la  $45^\circ$  cu excluderea unui ic osos, cu contact diafizar punctiform între fragmentele principale. Practic osteotomia a reprodus o fractură diafizară tip AO 2B. Fragmentul intermediar „în fluture” a fost aplicat printr-un adeziv elastic (silicon); nefixat rigid printr-un mijloc se osteosinteză la fragmentele principale. S-au aplicat următoarele mijloace de fixare la nivelul osteotomiilor: placă de neutralizare pe diafiza femurală umană (P1); placă de neutralizare pe diafiza tibială umană (P2); tije centromedulare blocată static, fără

alezaj, cu diametrul 9mm (T1) tibială; tijă centromedulară blocată static, fără alezaj, cu diametrul 11 mm (T2) femurală; tijă centromedulară calibrată la canalul medular, prin alezaj, cu diametrul 11 mm tibială (T3) – de menționat că în acest caz am aplicat o osteotomie simplă oblică, deci de tip AO 2 A; osteosinteză endomedulară în arc secant stabilizată printr-un fixator extern monoplan cu două fișe (E). Trei diafize femurale bovine au fost osteotomizate: prima oblic la 45° (P3), fixată cu placă DCP din aliaj de titan (Ti), iar celelalte două cazuri au fost osteotomizate după modelul oaselor umane (tip AO 2B) și au fost fixate cu placă LCP din aliaj de crom (P4), respectiv de titan (P5)– pe principiul fixatorului intern. Un specimen de os (femur) a fost osteotomizat transversal, și, după aplicarea unui diastazis interfragmentar de 30 mm – simulând un focar de fractură tip AO 2C - s-a aplicat osteosinteză în punte cu placă modelată „în val” (P6). În tabelul 1 sunt sistematizate speciimenele care au fost testate.

P1	Fractură femur (tip AO 2B) fixată cu placă de neutralizare
P2	Fractură tibie tip (tip AO 2B) fixată cu placă de neutralizare
P3	Fractură femur bovin (tip AO 2A) fixată cu placă DCP.. (aliaj titan)
P4	Fractură femur bovin (tip AO 2B) fixată cu placă LCP
P5	Fractură femur bovin (tip AO 2B) fixată cu placă LCP .. (aliaj titan)
P6	Fractură femur (tip AO 2C) fixată cu placă „în punte”
T1	Fractură tibie (tip AO 2B) fixată cu tije centromedulară blocată canulată φ 9

T2	Fractură femur (tip AO 2B) fixată cu tije centromedulară blocată canulată φ 11
T3	Fractură tibie tip (tip AO 2A) fixată cu tije Kuntscher
E	Fractură tibie (tip AO 2B) fixată cu tije Ender și fixator extern monoplan

**Tabel 1**

În cadrul experimentelor solicitarea la compresiune a speciimenelelor s-a realizat pe mașina universală de tracțiune-compresiune. Au fost monitorizate forțele aplicate, respectiv ordinul de bandă apărut pe stratul fotoelastic. S-a intenționat simularea încărcării parțiale la mers - a unui pacient cu o masă de 80 kg (aproximativ 800 N)– cu jumătate din greutatea corporală. La fiecare test în parte s-a atins astfel o sarcină de minimum 400 N.

**Rezultate**

În vederea eliminării oricărui efect de pretensionare, se vor citi ordinele de bandă  $N_0$  și la încărcarea de referință (adică la o mică pretensionare a sistemului os fracturat – mijloc de fixare de diferite feluri, care în cazul de față era de ordinul a  $5N$  .

Pentru calculele efectuabile cu ajutorul relației (2), ordinul de bandă  $N$  va fi înlocuită

prin *ordinul de bandă global*  $N_g [-]$ , care de fapt reprezintă diferența dintre valoarea efectiv citită la o anumită încărcare și valoarea lui  $N_0$ . Acest amănunt nu a mai fost trecut în mod distinctiv în tabelul 2, care cuprinde rezultatele măsurătorilor efectuate cu ajutorul polariscopului portabil descris.

Cod os	Observații	Forța [N]	Ordinul de bandă $N_g [-]$	r.	Foto	Deform. specif. $\epsilon_1 = N_g \cdot f$ [ $\mu m / m$ ]	Tensiunea $\sigma_1 = \frac{E^p}{1+\nu^p} \cdot N_g \cdot f$ [MPa = N / mm <sup>2</sup> ]
P1	La nivelul plăcii in dreptul focarului de fractură	0	0		B-1	0	0,00
		255,3	0,89		B-2	1219,1	18,76
		382,9	0,96		B-3	1314,9	20,23
		530,9	1,93		B-4	2643,5	40,67
		707,6	2,13		B-5	2917,5	44,88
	La nivelul focarului de fractură	0	0		B-6	0	0,00
		252,2	0,05		B-7	68,5	1,05
		408,4	0,53		B-8	725,9	11,17
		696,3	1,02		B-9	1397,1	21,49
	Un al doilea la	0	0		B-	0	0,00

				10			
	nivelul focarului de fractură	272,6	0,15	11	B-	205,5	3,16
		451,3	0,33	12	B-	452,1	6,96
		686,1	1,04	13	B-	1424,5	21,92
P2	Pe placă in dreptul focarului de fractură	0	0		D-1	0	0,00
		309,4	0,10		D-2	137,0	2,11
		458,4	0,34		D-3	465,7	7,16
		759,6	1,25		D-4	1712,2	26,34
	La nivelul focarului de fractură	0	0		D-5	0	0,00
		264,4	0,18		D-6	246,6	3,79
		427,8	0,45		D-7	616,4	9,48
		542,2	1,44		D-8	1972,4	30,34
		733,1	2,26		D-9	3095,5	47,62
P3	La mijlocul focarului de fractură	0	0		H-1	0	0,00
		423,7	0,40		H-2	547,9	8,43
		597,3	1,04		H-3	1424,5	21,92
P4	La mijlocul focarului de fractură	0	0		I-1	0	0,00
		84,8	1,13		I-2	1547,8	23,81
		139,9	1,79		I-3	2451,8	37,72
		240,0	2,28		I-4	3122,9	48,04
		324,7	2,79		I-5	3821,5	58,79
		382,9	3,92		I-6	5369,2	82,60
P5	La mijlocul focarului de fractură	0	0		J-1	0	0,00
		109,3	0,55		J-2	753,4	11,59
		236,9	1,03		J-3	1410,8	21,70
		564,6	2,01		J-4	2753,1	42,36
		760,6	3,26		J-5	4465,2	68,70
P6	La nivelul celui de al treilea șurub de fixare	0	0		C-1	0	0,00
		122,5	0,03		C-2	41,1	0,63
		343,1	1,06		C-3	1451,9	22,34
	La mijlocul zonei libere a plăcii	653,4	2,23		C-4	3054,5	46,99
		0	0		C-5	0	0,00
		249,2	0,66		C-6	904,1	13,91
		456,4	1,76		C-7	2410,7	37,09
		631,0	2,83		C-8	3876,3	59,64
T1	La mijlocul focarului de fractură	0	0		G-1	0	0,00
		145,0	0,98		G-2	1342,3	20,65
		277,7	2,13		G-3	2917,5	44,88
		442,1	3,78		G-4	5177,5	79,65
T2	La nivelul focarului de fractură	0	0		A-1	0	0,00
		262,4	0,63		A-2	862,9	13,28
		378,8	0,82		A-3	1123,2	17,28
		471,7	1,21		A-4	1657,4	25,50
T3	La nivelul focarului de fractură	0	0		E-1	0	0,00
		260,4	0,24		E-2	328,8	5,06
		400,3	0,35		E-3	479,4	7,38
		712,7	0,60		E-4	821,8	12,64
E	În planul fixatorului extern	0	0		K-1	0	0,00
		122,5	0,24		K-2	328,8	5,06
		361,	0,63		K-3	862,9	13,28
		431,9	1,11		K-4	1520,4	23,39
	În planul perpendicular pe planul fixatorului extern	0	0		K-5	0	0,00
		126,6	0,87		K-6	1191,6	18,33
		234,8	1,12		K-7	1534,1	23,60
		390,1	1,87		K-8	2561,4	39,41
		408,4	2,45	-9		3355,8	51,63

În urma rezultatelor obținute au fost trasate evoluțiile grafice ale tensiunilor în punctele de interes. Sunt prezentate graficele pe tot intervalul de încărcare la care au fost solicitate speci­menele. Interpretările rezultatelor și concluziile aferente sunt făcute pentru valo-

riile tensiunilor corespunzătoare încărcării la 400N.

Placa de neutralizare aplicată la nivelul femurului a fost acoperită fotoelastic la nivelul focarului și au fost înregistrate tensiunile în două puncte: la nivelul plăcii (B<sub>1-5</sub>), respectiv la nivelul focarului de fractură (B<sub>6-9</sub> și B<sub>10-13</sub>). Explicația biomecanică a solicitărilor diferite a sistemului de fixare (placa înșurubată) față de os rezidă în faptul că sistemul de fixare preia marea majoritate a încărcării (fig. 1). Placa înșurubată asigură astfel o protecție a osului subiacent la încărcare. Se poate constata că până la 400 N tensiunea în os nu depășește 10 Mpa.

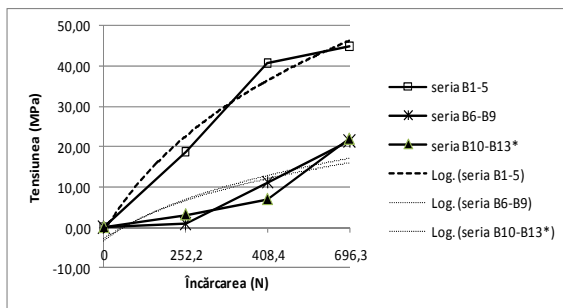


Fig. 1 Fractură femur (tip AO2B) fixată cu placă de neutralizare.

Situația este similară în cazul tibiei protejate prin placă de neutralizare (fig. 2), observându-se limitarea valorilor tensiunii sub 10 Mpa la sarcina de 400 N.

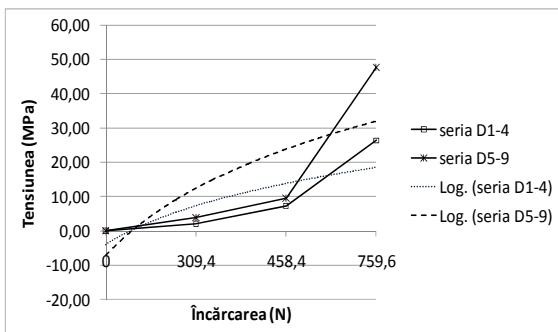


Fig. 2 Fractură tibie (tip AO2B) fixată cu placă de neutralizare.

În cazul fixării cu placă pe principiul compresiunii interfragmentare (fig. 3) valorile înregistrate - mai mici (de circa 7 Mpa) - comparativ cu cazurile anterioare, sunt datorate preluării de către os a unei cote părți din sarcină. Prin pretensionarea capetelor fracturate se limitează astfel micro-mișcările dirijând vindecarea prin mecanism direct.

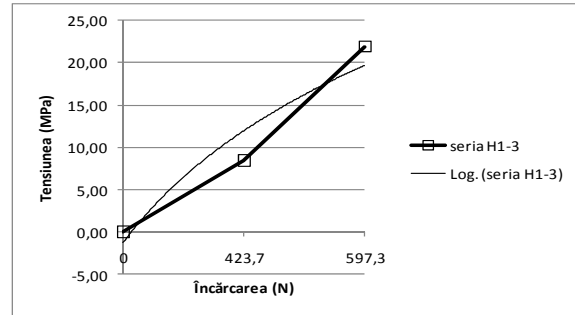


Fig. 3 Fractură tibie bovină (AO 2A) fixată cu placă DCP titan

În cazul fixării cu placă pe principiul fixatorului intern au fost testate 2 fixări identice din punct de vedere dimensional, dar utilizând plăci din aliaje diferite, din crom (fig. 4) respectiv titan (fig. 5). Datorită elasticității mai mari a aliajului de titan, prin deformare se transmite și osului fracturat o parte din sarcină. Încărcarea la aceeași tensiune a plăcii din aliaj de crom va avea loc la o sarcină aproximativ dublă. Comparativ, în cazul fixării pe principiul fixatorului intern, plăcile de titan sunt superioare plăcilor din aliaj de crom din punct de vedere a promovării unui mediu biologic în focarul de fractură.

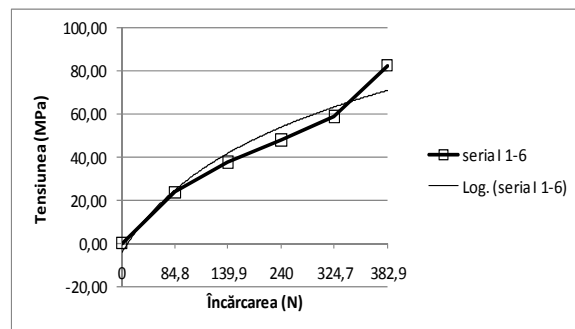


Fig. 4 Fractură tibie bovină (AO 2B) fixată cu placă LCP - fix. Intern (Cr)

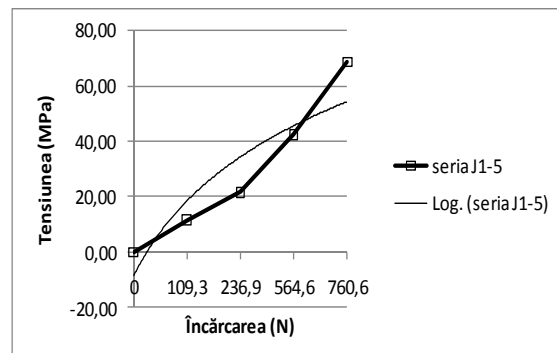


Fig. 5 Fractură tibie bovină (AO 2B) fixată cu placă LCP - fix. Intern (Ti)

La specimenul fixat cu placă biologică, modelată „în val” s-au măsurat tensiunile apărute la nivelul celui de-al treilea șurub de fixare (C<sub>1-4</sub>) și la mijlocul porțiunii libere a plăcii (C<sub>5-8</sub>). S-au înregistrat tensiuni apropiate, dar mai mari la nivelul suprafeței libere a plăcii (fig. 6). La acest nivel (C<sub>1-4</sub>) este prezentă o stare de solicitare compusă (încovoiere și compresie) pe când la nivelul C<sub>5-8</sub> solicitarea predominantă este de compresiune. Practic, prin limita experimentului – simplificarea stării de tensiune reale cu una uniaxială la nivelul zonei libere modelate (C<sub>1-4</sub>) – au fost obținute tensiuni mai reduse decât cele reale. Datorită acestei stări de solicitări compuse, în partea exterioară a zonei curbate, în secțiunea I avem suprapunerea unui moment încovoiător. Acceptând ideea că forța F<sub>0</sub> aplicată centric, la nivelul mijlocului canalului medular, s-ar fi redus la o sarcină F la nivelul plăcii de fixare, pe baza schemei simplificate de calcul, observăm o tensionare diferită a celor două zone. Astfel, zona liberă I-I va prezenta o solicitare mult mai puternică, iar diferența tensiunilor de la încovoiere și compresiune oferă aparent în partea exterioară a zonei libere a plăcii o stare globală redusă (cea expusă grafic).

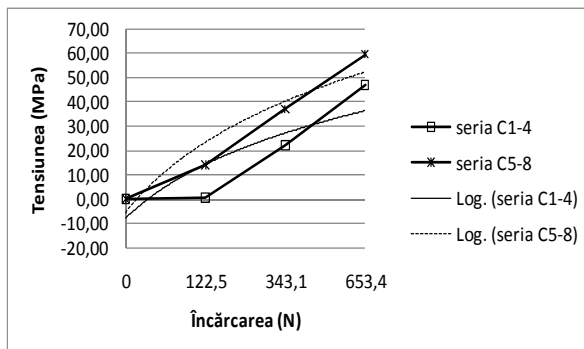


Fig. 6 Fractură femur (AO 2C) fixată cu placă „în punte”

La osteosinteza centromedulară cu tije blocate, fără alezaj, materialul fotoelastic aplicat peste focarul de fractură este poziționat asemeni periostului; prin solicitare axială este simulată tensionarea țesutului inter- și peri-fracturar postfixare. Odată cu creșterea rigidității tijei se constată scăderea tensiunii în focar (fig. 7, 8).

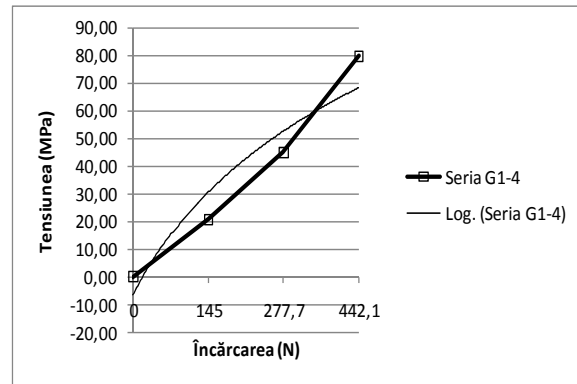


Fig. 7 Fractură tibie (AO2A) fixată cu tije centromedulară blocată canulată  $\phi$  9

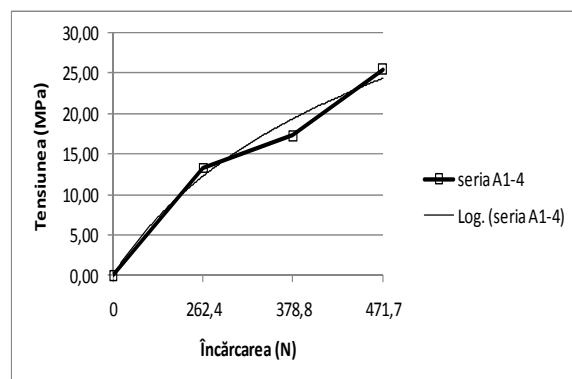


Fig. 8 Fractură tibie (AO2B) fixată cu tije centromedulară blocată canulată  $\phi$  11

În cazul osteosintezei cu tije centromedulară calibrată prin alezaj (tije Kuntscher) din punct de vedere biomecanic întreg perimetrul fracturii este supus solicitării la compresie (practic uniformă). Din acest motiv tensiunea se distribuie pe toată aria în mod uniform rezultând valori mult mai mici ale tensiunilor decât în cazul fixărilor ce dezvoltă mediu mecanic variabil. În acest caz tija centromedulară contribuie la preluarea sarcinii (fig. 9). Aceste tensiuni mici explică limitarea micromișcărilor apărute în osteosinteza centromedulară calibrată și vindecarea cu dezvoltare redusă a calusului periostal.

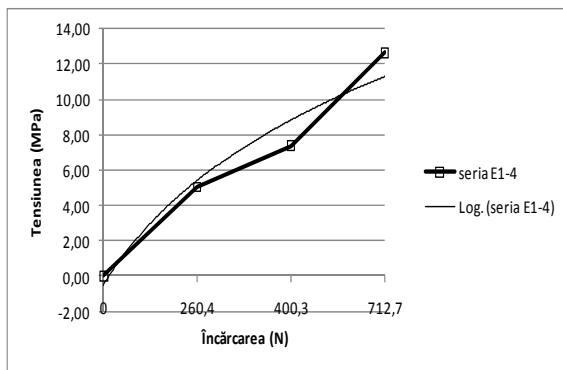


Fig. 9 Fractură tibie tip (AO2B) fixată cu tije calibrata (Kuntscher)

La ultimul montaj am aplicat un fixator extern monoplan suplimentar fixării elastice în arc secant (12), după mărirea condițiilor de instabilitate - prin transformarea focarului tip AO 2 A în 2 B. Au fost evaluate tensiunile în două planuri. În planul fixatorului extern ( $K_{5-9}$ ) tensiunile au fost semnificativ mai reduse datorită preluării de acesta a o parte din solicitări. În planul perpendicular ( $K_{1-4}$ ), însă, acest efect a fost diminuat și zona fracturii a fost solicitată mai intens prin micromișcări (de amplitudine practic dublă).

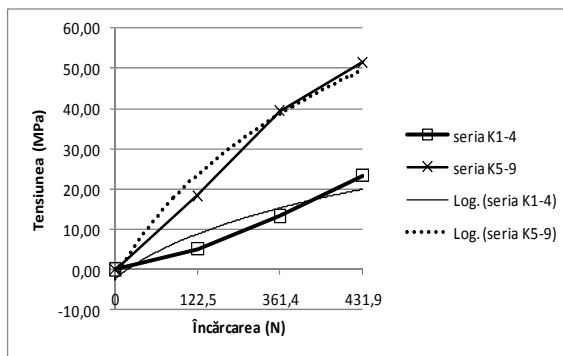


Fig. 10 Fractură tibie (AO 2B) fixată cu tije Ender și fixator extern monoplan

Rezultatele (fig. 10) explică mediul mecanic diferit în diferite puncte ale fracturii, promovând vindecarea indirectă cu calus periostal asimetric.

### Concluzii

Evaluarea prin acoperire fotoelastică constituie o metodă de investigare nedistructivă, ce permite analiza simultană a mai multor puncte și oferă informații în dinamică a fenomenului real din piesa studiată.

Mediul biomecanic diferit, în funcție de

metoda de fixare aplicată la nivelul unei fracturi, este reflectat prin tensiunile apărute la nivelul materialului de osteosinteză, cât și a focarului.

Încadrăm în categoria stabilității un mediu în care tensiunile apărute prin încărcare la 400 N nu depășesc cu mai mult de 10 Mpa preîncărcarea montajului. Situația generică este a fixării cu placă cu compactare a unei fracturi tip AO 2 A, dar o regăsim în mecanismul de acțiune mecanică a plăcii de neutralizare, sau, la limita categoriei, în cazul osteosintezei unui focar stabil cu tijă centromedulară calibrată, cu alezaj. În toate aceste situații din punct de vedere clinic apare o vindecare de tip direct, fără calus extern.

Stabilitatea relativă a fixării, cu apariția micromișcărilor favorabile vindecării, apare în domeniul tensiunilor intermitente cu valori mai mari, caracteristică fixării elastice clasice. În același domeniu se încadrează fixarea cu placă în punte, fixarea pe principiul fixatorului intern a fracturilor cominutive, instabile, cât și fixarea centromedulară blocată fără alezaj; în acest caz factorul principal fiind elasticitatea intrinsecă a tije. Corelarea acestor investigații cu rezultatele clinice conduc spre un ideal biologic de fixare internă elastică cu tije blocate fără alezaj.

### Bibliografie

1. Aro H.T.; Wahner H.T.; Chao E.Y.: Healing patterns of transverse and oblique osteotomies in the canine tibia under external fixation: J-Orthop-Trauma. 1991; 5(3): 351-64
2. Borbás L. et. al. - Photoelastic coating technique to investigate the surface stresses of a femur prosthesis (in Hungarian), Labinfó, 1999, nr.1., pg.27-35.
3. Budynas G. R. - Advanced Strength and Applied Stress Analysis. WCB/McGraw - Hill Companies, Boston, New York, 1999.
4. Doebelin O. E. - Measurement systems. McGraw-Hill Publishing Company, Singapore, 1990.
5. Hearn J. E., Mechanics of Materials. Butterworth Heinemann, Oxford, 1997
6. Iosipescu N., Introducere în fotoelasticitate. vol. I și vol. II. Ed. Tehnică, București, 1960.
7. Mocanu R. D. - Analiza experimentală a tensiunilor. vol. I și II, Ed. Tehnică, București, 1976.
8. Necula R., și col. - Mechanical Characteristic Of The Centro-Medullar

- Elastic Locking Nails, Bulletin of the Transilvania University of Brasov, BRAMAT, 2007, vol. 1, 381-384
9. Rohrbach, Ch., Handbuch für Experimentelle Spannungsanalyse. VDI- Verlag GmbH, Düsseldorf, 1989.
  10. Száva I. și colab. - Metode experimentale în dinamica structurilor mecanice, vol. I., Ed. Universității Transilvania din Brașov, 2000.
  11. Samota I. - Fixarea endomedulară elastică în fractura deschisă de gambă, Ed. C2 Design, 1999, Brasov.
  12. Șamotă I., Necula R., Fixarea combinată a fracturilor diafizare cominutive prin tije endomedulare și blocaj extern, Sibiul Medical, 2001, An. XII, Nr.1, pag. 49-49
  13. \*\*\* Tech Note TN – 702-1 Introduction to Stress Analysis by the PhotoStress Method. Measurements Group, Inc., 1989.