

STUDIUL EXPERIMENTAL
AL STABILITĂȚII OSTEOSINTEZEI
HUMERUSULUI PROXIMAL CU DIVERSE
VARIANTE DE FIXATORI

Vitalie CHIRILĂ,
Universitatea de Stat de Medicină
și Farmacie Nicolae Testemițanu

Summary

Experimental study of stable fixation in proximal humerus fractures with different types of internal implants

Different intensity of mechanisms which produce naturally proximal humerus fracture, is difficult to obtain in vivo and depends to age of patient and bone quality, so this made impossible comparison between them. Biomechanical analysis on human fresh cadaveric humerus uses numerous fixation techniques and fixators. We were used 50 fresh cadaveric humerus and have made 8 osteosynthesis models divided in 3 big groups applying 4 variants of fixation in different directions. The aim was to study deformity in fixation system to action of different forces (axial traction, pure bend, perpendicular bend in osteosynthesis plane, torsion with bend) and their capacity to maintain osteosynthesis uniform between reduced fragments.

Implants as K-wires completed with metallic tension band thanks to its limited contact with bone and thanks to its elastic properties lead to stress stultification between bone-implant made them optimum for qualitative and osteoporotic fractures fixation.

Key words: proximal humerus fracture, elastic fixation, internal methods.

Резюме

Экспериментальное исследование стабильности остеосинтеза проксимального отдела плечевой кости различными фиксаторами

Механизмы разной интенсивности, которые ведут к переломам проксимального отдела плечевой кости, очень тяжело выявить in vivo, они зависят от возраста пациентов и остеопороза кости и делают невозможной разницу между ними. Биомеханический анализ на свежих труповых плечевых костях использует множество хирургических техник и фиксаторов. Мы использовали 50 труповых плечевых костей, которые были группированы на 8 моделей и 3 группы, на которые были нанесены 4 варианта вытяжений в разные стороны. Задача исследования – установить деформацию в системе фиксации при действии разных сил (аксиальное вытяжение, сгибание, перпендикулярное сгибание в плане остеосинтеза, ротация со сгибанием) и их возможность удерживать остеосинтез между фрагментами. Такие импланты как спицы с добавлением натянутой металлической проволокой, благодаря уменьшенному контакту с костью и своим эластичным свойствам, уменьшают стресс между имплантами и костью, что делает оптимальной фиксацию переломов здоровых и порозных костей.

Ключевые слова: переломы проксимального отдела плечевой кости, внутрений остеосинтез, эластичный остеосинтез.

Introducere

Aprecierea stabilității osteosintezei în fracturile humerusului proximal în vivo este extrem de dificilă, deoarece fractura este produsă în mod natural prin diverse mecanisme de intensitate diferită, iar vârsta pacientului, precum și calitatea osului fracturat poate avea diferite grade de osteoporoză. Sunt un număr mare de publicații științifice privind investigațiile biomecanice în osteosinteza humerusului proximal, dar care prezintă diferite tipuri de fixatori interni și situații de inducere a fracturilor demonstrate experimental, ceea ce a făcut uneori imposibilă comparația lor [1, 2, 3].

Importanța fixării calitative a componentelor fracturii, cu reluarea cât mai timpurie a funcției articulației umărului în fracturile extremității proximale ale humerusului sunt cheia pentru obținerea rezultatelor funcționale satisfăcătoare la distanță. Indiferent de metoda aleasă de tratament chirurgical al fracturilor humerusului proximal, dacă osteosinteza nu asigură o fixare stabil-funcțională a fragmentelor, ca urmare se apelează la imobilizarea ghipsată îndelungată (pe toată perioada de consolidare a fracturii, de circa 6 săptămâni), ceea ce favorizează apariția redorilor cu limitarea mișcărilor în articulația umărului, necroza avasculară a capului humeral în cazul fracturilor complicate, apariția pseudartrozelor, impingement-sindrom, osteoporozei afuncționale posttraumatice [4, 5, 6].

Acest tip de fracturi fiind caracteristic persoanelor în vârstă, frecvent prezintă și un grad de osteoporoză, deci putem aștepta rezultate nesatisfăcătoare după fixarea fracturii cu unele dispozitive ca, de exemplu, plăci sau șuruburi-standard. În literatura de specialitate este descrisă o gamă variată de fixatori care includ diferite tipuri de plăci, tije centromedulare, broșajul transcutanat, fixatori externi [6, 7, 8].

Studiile biomecanice efectuate pe humerusurile proaspete, prelevate de la cadavre, sunt axate predominant pe evaluarea fracturilor Neer cu 2 părți [3, 5, 7].

Consolidarea fracturii metafizei humerale proximale în termeni optimi este posibilă numai în condițiile efectuării unei osteosinteze stabile a componentelor fracturii, prin alegerea fixatorului metalic după indicații stricte, ținându-se cont de următoarele reguli:

1. Osteosinteza stabilă trebuie să asigure excluderea mișcărilor la nivelul componentelor fracturii, ceea ce va avea drept rezultat osteogeneza cu regenerarea primară a osului.

2. Prezența mișcărilor interfragmentare întârzie sau întrerupe procesul de consolidare și poate duce la neconsolidări (pseudartroze) sau regenerarea osoasă evoluează secundar târziu [2, 9].

Respectarea fixării biologice interne, bazate pe folosirea fixatorilor interni cu contact limitat, care să conțină un număr redus de implante în special în zona spongioasă a humerusului proximal, ar asigura atât necesitățile mecanice, cât și pe cele biologice ale osului. Așadar, scopul este efectuarea osteosintezei stabil-funcționale atât la tineri, cât și la persoanele vârstnice cu fracturi ale humerusului proximal, fractura humerusului proximal fiind mai frecventă la vârsta de 55 de ani, predominând la femei [1, 10]. Această categorie de pacienți suportă greu imobilizarea ghipsată pe o perioadă îndelungată, iar cele mai mari probleme sunt legate de imposibilitatea asigurării osteosintezei stabil-funcționale a fragmentelor

Fixarea fragmentelor fracturii extremității proximale a humerusului cu placă în „T” înșurubată este metoda preferabilă, de facto intraoperator fiind necesară efectuarea unei compresii a plăcii la os și formarea unei corelații între suprafața os-placă. Fixarea rigidă cu compresie interfragmentară, efectuată cu șuruburi spongioase în metafiza osului care este „moale”, se poate asocia cu o rată crescută a complicațiilor, incluzând infecția, degradarea osteosintezei și apariția pseudartrozelor [11]. Alegerea fixatorului necorespunzător pentru realizarea osteosintezei poate deregla grav vascularizarea capului humeral.

Placile în „T” și în „L” necesită o deschidere largă a focarului fracturii cu lezarea tesuturilor moi adiacente, deperioastare importantă a zonei fracturate, precum și posibilitatea lezării pachetului neurovascular din această zonă anatomică importantă. Devierile proceselor de consolidare sunt cauzate de apariția diastazei interfragmentare secundare, ca urmare a resorbției osoase din jurul șuruburilor atât în zona proximală a humerusului format din țesut spongios, cât și în zona stratului osos cortical, cu micșorarea masei osoase și dezvoltarea osteoporozei locale în proporție directă cu rigiditatea fixării și perioada trecută din momentul efectuării osteosintezei. Stratul osos spongios din regiunea

fragmentului proximal al humerusului, împreună cu factorii negativi enumerați, pot reduce stabilitatea complexului *implant–fragment proximal*, fixat numai cu 2-3 șuruburi. Un șir de dificultăți prezintă osteosinteza fracturilor cominutive și, drept urmare, realizarea funcției timpurii uneori este limitată. Mărirea gradului de stabilitate a fixării fragmentelor extremității proximale a humerusului este unul dintre momentele importante în rezolvarea problemei [1, 2].

În fracturile cominutive ale extremității proximale a humerusului (Neer cu 3, 4 părți), osteosinteza cu placa în „T”, sau cu alte tipuri de plăci care au fost elaborate de-a lungul timpului, ar putea fi imposibil de aplicat din lipsa fixării stabile a componentelor fracturii. Situații similare se creează și în cazurile în care tratamentul chirurgical al fracturii humerusului proximal se efectuează mai târziu, la bolnavul cu un grad sporit de osteoporoză afuncțională, în special a fragmentului proximal (inclusiv pacienți tratați ortopedic incorect cu imobilizare îndelungată, la pacienții reoperați, bolnavii cu fracturi învechite și neglijate etc.), stabilitatea căruia cu șuruburi nu este posibil de obținut, mai ales când avem mai multe fragmente mici. Datele menționate și experiența proprie ne-au convins să efectuăm modelarea experimentală a rezultatelor, având drept scop cercetarea distrugerii sistemului de fixare și aflarea posibilităților de a mări stabilitatea osteosintezei.

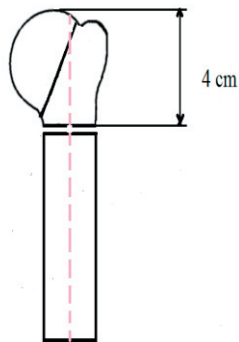
Experiențele efectuate au drept scop studierea deformității din sistemul de fixare la acțiunea diferitelor forțe (tracțiune axială, incovoiere pură, incovoiere perpendiculară în planul osteosintezei, torsiune cu incovoiere), precum și a capacității de menținere a osteosintezei uniforme între fragmentele reduse ale osului lezat, cu păstrarea acestui contact pe toată durata consolidării fracturii.

Material și metode

Prelevarea modelelor experimentale a fost efectuată în Centrul Republican de Medicină Legală de la cadavre cu vârsta de 41-84 de ani; au fost folosite 50 de segmente humerale proaspete cu lungimea de 45 ± 5 cm de la 32 de bărbați și 18 femei, media de vârstă a bărbaților fiind de $66,1 \pm 5,6$ ani, a femeilor – de $58,3 \pm 4,2$ ani. Humerusurile proximale au fost dezarticulate de la nivelul articulației scapulo-umerales astfel încât partea proximală a humerusului să rămână intactă, toate țesuturile moi au fost înlăturate pe tot traiectul segmentului humeral preparat. Partea distală a humerusurilor a fost secționată la nivelul metafizei distale a humerusului, pentru obținerea unei fixări distale mai bune în dispozitivul de studiu. Segmentele humerale au fost folosite în medie la 1-2 zile după recoltare, au fost păstrate în frigider la temperatura de $+4^{\circ}\text{C}$. Fragmentele recoltate au fost

investigate în mod obligatoriu radiologic, pentru a se exclude existența unui focar patologic la nivelul osului experimental.

Segmentele humerale au fost împărțite în 8 grupuri experimentale și în 3 loturi de studiu, în funcție de proprietățile fixatori utilizați. Fractura humerusului proximal a fost simulată la nivelul colului chirurgical cu ajutorul unei beschii din anterolateral spre posteromedian la 4 cm distal de punctul cel mai înalt (vârful) al capului humeral (vezi *schema*).



Schema osteotomiei induse a fracturii simulate.

Toate testele s-au efectuat la temperatura camerei la Universitatea Tehnică a Moldovei, în laboratorul Catedrei *Rezistență a Materialelor*, tracțiunea axială a fost făcută cu ajutorul mașinii servhidraulice *FP-10* (Germania).

Reducerea și fixarea fragmentelor s-a efectuat prin 8 modele de osteosinteză, experimentul fiind repetat pentru fiecare tip de fixator de 5 ori:

1. Placă îșurubată în „T” cu 5 găuri, care a fost fixată în fragmentul proximal cu 3 șuruburi spongioase cu diametrul de 6,5 mm la nivelul osului spongios, fragmentul distal fiind fixat cu 3 șuruburi corticale de 4,5 mm.

2. Osteosinteza cu șurub cortical de 4,5 mm cu lungimea de 6,5 cm, introdus proximal prin tuberculul mare oblic distal și intern dinspre lateral spre medial, la cel puțin 2 cm sub nivelul fracturii.

3. Osteosinteza cu șurub spongios cu diametrul de 6,5 mm, cu lungimea de 7 cm, introdus la 2 cm sub nivelul fracturii oblic dinspre lateral spre median, de jos în sus în capul humeral.

4. Osteosinteza cu un mănunchi de broșe (4) paralele de 2,0 mm diametru, introduse oblic dinspre lateral spre medial, de jos în sus spre capul humeral într-un singur plan.

5. Osteosinteza cu 4 broșe de 2,0 mm, încrucișate în 2 planuri: 2 broșe în canalul humeral din tuberculul mare oblic dinspre proximal spre distal, de sus în jos, alte 2 broșe introduse oblic în sus din fragmentul humeral distal dinspre lateral spre medial, la 2 cm sub nivelul fracturii în capul humeral.

6. Osteosinteza cu 4 broșe încrucișate de 2,0 mm diametru în 2 planuri: 2 broșe paralele din

tuberculul mare oblic în jos, prin corticala internă a fragmentului distal, alte 2 broșe paralele oblic în sus în capul humeral, dinspre fragmentul distal la 2 cm sub nivelul fracturii simultane.

7. Osteosinteza cu 4 broșe încrucișate cu diametrul de 2,0 mm în 2 planuri: 2 broșe oblic și în jos în canalul humeral din tuberculul mare, alte 2 broșe paralele din fragmentul humeral distal în capul humeral, la capetele celor 4 broșe s-a adăugat banda metalică de tensiune în „8”.

8. Osteosinteza cu 4 broșe încrucișate de 2,0 mm în 2 planuri: 2 broșe paralele din tuberculul mare oblic în jos, prin corticala internă a fragmentului distal, alte 2 broșe paralele oblic în sus în capul humeral dinspre fragmentul distal, stabilitatea lor fiind crescută prin aplicarea benzii metalice de tensiune în „8”.

Toți cei 8 fixatori au fost împărțiți în 3 loturi mari:

- Lotul I a inclus: osteosinteza cu șurub cortical de 4,5 mm cu lungimea de 6,5 cm, osteosinteza cu șurub spongios cu diametrul de 6,5 mm, cu lungimea de 7 cm, și osteosinteza cu placă în „T”.
- Lotul II de studiu a inclus tipurile de fixatori elastici: osteosinteza efectuată cu mănunchi de broșe într-un singur plan (4), osteosinteza cu 4 broșe încrucișate în 2 planuri, osteosinteza cu 4 broșe încrucișate (2 broșe în canal și 2 în capul humeral).
- Lotul III de studiu a cuprins unii fixatori elastici, dar cărora li s-a mărit rezistența și stabilitatea prin aplicarea benzii metalice de tensiune: osteosinteza cu 4 broșe încrucișate în 2 planuri, completată cu bandă metalică de tensiune, și osteosinteza cu 4 broșe încrucișate (2 în canalul medular și alte 2 broșe în capul humeral), completate cu bandă metalică de tensiune.

Pe parcursul studiului fragmentele proximal și distal ale humerusului superior au fost fixate stabil, prin ele trecându-se o broșă fixată într-un semicerc de la fixatorul extern Ilizarov de 120 mm. Broșele de fixare au fost trecute la nivelul fragmentului superior la 2 cm proximal de locul osteotomiei induse și la 1 cm medial de marele tubercul, prin fragmentul distal la 3 cm de capătul lui. Fragmentul humeral distal a fost supus unei forțe de tracțiune în creștere treptată lină, pentru aprecierea stabilității fixatori utilizați în osteosinteză: fragment humeral proximal + fixator metalic + fragment humeral distal, iar parametrul de bază pentru aprecierea stabilității osteosintezei este diastaza interfragmentară, ținându-se cont și de forța în creștere aplicată. Noi am efectuat 4 variante de forțare a complexului de fixare prin aplicarea tracțiunii în diferite direcții:

- 1) tracțiune axială interfragmentară;
- 2) încovoiere pură în planul osteosintezei;

- 3) încovoiere perpendiculară planului de osteosinteză;
- 4) torsiune cu încovoiere în planul osteosintezei.

Rezultate și discuții

Studiul experimental efectuat cu diferite tipuri de fixatori atât rigizi (plăci, șuruburi), cât și elastici (broșe, fir metalic), precum și în direcții diferite a scos în evidență următoarele rezultate: sub acțiunea forței de tracțiune axială fixatorii rigizi care au format lotul I de studiu – placa în „T”, ambele tipuri de șuruburi cortical și spongioas, care intraoperator aparent asigură o fixare stabilă, au dus la degradarea complexului os–fixator metalic la aplicarea unei forțe de $84,28 \pm 13,79$ N pentru șurubul cortical și de $86,24 \pm 14,24$ N pentru cel spongios, iar placa, datorită suprafeței mari de contact, a reușit să asigure o stabilitate mare a fixării, proporțională cu creșterea forței de solicitare până la $515,48 \pm 170,07$ N, dar cu distrucția masivă și ireversibilă a țesutului osos, în special la nivelul osului spongios, astfel este evident că osteoporoza influențează negativ rigiditatea oricărui fixator rigid. Valorile medii pentru lotul I de studiu sub acțiunea forței de tracțiune axială a fost de $228,66 \pm 36,03$ N la o diastază de 2,5 mm, care este incompatibilă cu consolidarea osului humeral proximal, iar tracțiunea a continuat până la degradarea completă a osteosintezei și a fixatori, obținându-se o medie de $259,37 \pm 46,70$ N pentru întreg lotul I.

Lotul II de studiu a inclus tipurile de fixatori elastici: osteosinteză efectuată cu mănunchi de broșe într-un singur plan (4), osteosinteză cu 4 broșe încrucișate în 2 planuri, osteosinteză cu 4 broșe încrucișate (2 broșe în canal și 2 în capul humeral). Conform datelor obținute în urma tracțiunii axiale, osteosinteză cu mănunchi de broșe a suportat o forță de $101,92 \pm 17,99$ N ($p < 0,05$), în timp ce osteosinteză cu 4 broșe încrucișate în 2 planuri a suportat o forță de $168,56 \pm 36,5$ N ($p < 0,01$), iar cea cu 4 broșe încrucișate (2 broșe în canal și 2 în capul humeral) a rezistat până la $131,32 \pm 25,7$ N ($p < 0,01$) valori obținute pentru cele 3 tipuri de osteosinteză la o diastază interfragmentară de 2,5 mm.

Valoarea medie pe întreg lotul II ca urmare a tracțiunii axiale este de $133,93 \pm 26,73$ N ($p < 0,01$) la o diastază de 2,5 mm. Degradarea osteosintezei și a fixatoarelor au evidențiat o rezistență de până la $178,36 \pm 87,17$ N ($p < 0,01$) pentru al II-lea lot de studiu.

Lotul III de studiu a cuprins fixatorii elastici propuși de noi: osteosinteză cu 4 broșe încrucișate în 2 planuri, completată cu bandă metalică de tensiune, și osteosinteză cu 4 broșe încrucișate (2 în canalul medular și alte 2 broșe în capul humeral), completate cu bandă metalică de tensiune. La aplicarea

unor forțe de tracțiune axială am obținut valori de $315,56 \pm 87,61$ N pentru osteosinteză cu 4 broșe încrucișate în 2 planuri, completată cu bandă metalică de tensiune, și de $295,96 \pm 56,89$ N pentru varianta de osteosinteză cu 4 broșe încrucișate (2 în canalul medular și alte 2 în capul humeral), completate cu bandă metalică de tensiune la o diastază de 2,5 mm. Lotul III de studiu a obținut o valoare medie de $305,76 \pm 72,25$ N la aplicarea forțelor de tracțiune și o diastază de 2,5 mm, iar maximele rezistenței pentru acest lot au fost de $354,76 \pm 83,61$ N.

Dacă comparăm valorile obținute atât pentru fixarea rigidă, cât și pentru fixatorii elastici introduși în planuri diferite la care s-a aplicat banda metalică de tensiune, a crescut semnificativ stabilitatea fixatorului și calitatea osteosintezei cu 1,97%, menținând osteosinteză pe baza proprietăților sale elastice la tracțiune axială și cu 18,64% comparativ cu fixatorii din lotul II.

Fixatorii din lotul I sub acțiunea forței de încovoiere au dat următoarele rezultate: cele 2 tipuri de osteosinteze cu șuruburi la diastaza de 2,5 mm au înregistrat o rezistență la forțe de $70,56 \pm 10,78$ N în cazul șurubului cortical și de $76,44 \pm 12,36$ N pentru cel spongios, iar placa AO în „T” a obținut valorile de $252,84 \pm 64,45$ N la o diastază de 2,5 mm, dar odată cu deplasarea interfragmentară a apărut și degradarea osoasă semnificativă. Rezultatele pe întreg lotul I la aplicarea forței de încovoiere ne-a dat valori medii de $136,54 \pm 23,20$ N la diastaza interfragmentară de 2,5 mm, iar media valorilor maxime la forța de încovoiere pentru lotul I cu degradarea osteosintezelor a fost de $160,06 \pm 23,30$ N.

Lotul II de studiu, în urma încovoierei la diastaza de 2,5 mm, a arătat că osteosinteză cu mănunchi de broșe a suportat o forță de $82,32 \pm 13,3$ N ($p < 0,001$), osteosinteză cu 4 broșe încrucișate în 2 planuri a suportat o forță de $90,16 \pm 14,09$ N ($p < 0,05$), iar cea cu 4 broșe încrucișate (2 broșe în canal și 2 în capul humeral) a prezentat valori similare – $86,24 \pm 14,37$ N ($p < 0,001$). Valoarea medie pe întreg lotul II, ca urmare a aplicării forței de încovoiere la distaza de 2,5 mm, este de $86,24 \pm 13,93$ N ($p < 0,01$), în timp ce valoarea maximă medie pe acest lot până la degradarea osteosintezei a fost de $116,29 \pm 10,15$ N ($p < 0,01$).

Fixatorii din lotul III de studiu sub acțiunea aceleiași forțe datorită distribuției broșelor la nivelul capului humeral, precum și în diafiza proximală a humerusului osteoporotic, stabilizate cu bandă metalică de tensiune, au limitat mișcarea dintre fragmente la nivelul fracturii induse la diastaza de 2,5 mm, înregistrând valori de: $172,48 \pm 37,7$ N pentru osteosinteză cu 4 broșe încrucișate în 2 planuri, completată cu bandă metalică de tensiune, și de $98 \pm 17,01$ N pentru varianta de osteosinteză cu 4

broșe încrucișate (2 în canalul medular și alte 2 în capul humeral), completate cu bandă metalică de tensiune.

Valorile medii în lotul III, înregistrate la o diastază de 2,5 mm, au fost de $153,86 \pm 27,36$ N sub acțiunea forțelor de încovoiere în planul osteosintezei, iar odată cu degradarea osteosintezei și a fixatorilor lotul III a suportat o forță de $189,14 \pm 31,37$ N.

Aplicarea benzii metalice de tensiune a crescut compresia dintre fragmente și, deci, stabilitatea fixării cu 3,96%, comparativ cu lotul I de studiu, fapt care are un rol important în tratamentul chirurgical eficient al humerusului proximal, iar degradarea ireversibilă a țesutului osos pentru acest tip de fixare, în special în zona spongioasă, nu s-a depistat ca în cazul fixatorilor rigizi, de asemenea a crescut stabilitatea cu 24,11% față de fixatorii elastici fără aplicarea benzii metalice de tensiune.

Sub acțiunea forței de încovoiere perpendiculară pe planul osteosintezei fixatorii din lotul I pentru cele 2 tipuri de șuruburi au obținut valori de $50,96 \pm 6,88$ N în cazul șurubului cortical și de $54,88 \pm 7,61$ N pentru cel spongios, iar pentru placa în „T” forța de încovoiere perpendiculară pe planul osteosintezei a evidențiat valori de $233,24 \pm 57,58$ N la diastaza de 2,5 mm, dar s-a soldat, ca și în toate celelalte experimente, cu distrucția ireversibilă a țesutului osos predominant spongios. Media lotului I sub acțiunea forței de încovoiere perpendiculară pe planul osteosintezei conform datelor obținute au evidențiat valori ale rezistenței mecanice de $113,02 \pm 14,02$ N la măsurarea unei diastaze de 2,5 mm, în timp ce valorile la care a avut loc degradarea osteosintezei și a fixatorilor s-au oprit la limita medie de $130,01 \pm 16,36$ N în lotul I.

În lotul II de studiu, la diastaza de 2,5 mm sub acțiunea forței de încovoiere în planul osteosintezei am obținut valori de $66,64 \pm 9,96$ N ($p < 0,01$) pentru fixarea cu mănunchi de broșe (4), osteosinteza cu 4 broșe încrucișate în 2 planuri a suportat o forță de încovoiere în planul osteosintezei de $72,52 \pm 11,62$ N ($p < 0,001$), în timp ce fixarea cu 4 broșe încrucișate (2 broșe în canal și 2 în capul humeral) a prezentat valori de până la $70,56 \pm 10,78$ N ($p < 0,001$). Media pe întreg lotul II sub acțiunea forței de încovoiere în planul osteosintezei la distaza de 2,5 mm este de $69,90 \pm 7,64$ N ($p < 0,01$), în timp ce limita maximă cu degradarea osteosintezei pe întreg lotul II a fost de $99,96 \pm 8,08$ N ($p < 0,01$).

Fixatorii lotului III supuși încovoierii perpendiculară în planul osteosintezei la diastaza de 2,5 mm au indicat valori de $135,24 \pm 26,76$ N pentru osteosinteza cu 4 broșe încrucișate în 2 planuri, completată cu bandă metalică de tensiune, și de $99,96 \pm 17,48$ N pentru fixarea cu 4 broșe încrucișate (2 în canalul

medular și alte 2 în capul humeral), stabilizate cu bandă metalică de tensiune pe baza proprietăților sale elastice și nu a permis degradarea osteosintezei cu distrucție osoasă. Valoarea medie a lotului III la diastaza de 2,5 mm a fost de $117,6 \pm 22,12$ N la aplicarea forțelor de încovoiere perpendiculară pe planul osteosintezei, iar degradarea osteosintezei și a fixatorilor a înregistrat o valoare maximă de $177,38 \pm 31,005$ N.

Fixatorii elastici din lotul III, conform datelor obținute, sunt cu 20,64% mai stabile decât cele rigide din lotul I, un rol important revenindu-i elasticității broșelor stabilizate prin compresiunea dată de banda metalică de tensiune în zona „fragilă” a humerusului proximal, și cu 11,84% decât cele din lotul II.

La aplicarea lină a momentului de torsiune, plus încovoiere până la apariția ungiului de rotație ireversibil (90°) a capătului proximal al humerusului în jurul axei sale, pentru fixatorii lotului I de studiu, valorile sunt de $60,76 \pm 8,3$ Nm pentru șurubul cortical, urmat la mică distanță de șurubul spongios cu $62,72 \pm 8,71$ Nm, în timp ce placa în „T” a prezentat valori de $213,64 \pm 53,19$ Nm. Toți fixatorii rigizi, ca urmare a rotației în jurul axei proprii, au dus la distrucții de țesut osos incompatibile cu consolidarea osoasă. Pentru fixatorii care au format lotul I de studiu media valorilor a fost de $112,37 \pm 13,4$ Nm.

Pentru fixatorii din lotul II de studiu: osteosinteza cu mănunchi de broșe într-un singur plan (4), osteosinteza cu 4 broșe încrucișate în 2 planuri, osteosinteza cu 4 broșe încrucișate (2 broșe în canal și 2 în capul humeral), momentul de torsiune cu încovoiere a evidențiat valori de $96,04 \pm 16,29$ Nm ($p < 0,05$) pentru osteosinteza cu mănunchi de broșe, osteosinteza cu 4 broșe încrucișate în 2 planuri a suportat un moment de torsiune de $103,88 \pm 18,69$ Nm ($p < 0,05$), iar în cazul fixării cu 4 broșe încrucișate (2 în canal și 2 în capul humeral) a prezentat valori ale momentului de torsiune de $99,96 \pm 15,82$ Nm ($p < 0,01$).

Valoarea medie pe întreg lotul II în cazul aplicării momentului de torsiune a fost $96,69 \pm 13,61$ Nm ($p < 0,05$). Caracteristic pentru lotul II format din fixatori elastici este că torsiunea cu încovoiere s-a efectuat prin alunecarea celor două fragmente pe seama elasticității broșelor, fără a se produce degradare însemnată de țesut osos.

Sub acțiunea torsiunii cu încovoiere tipurile de osteosinteze din lotul III au înregistrat valori de $203,84 \pm 49,61$ Nm pentru osteosinteza cu 4 broșe încrucișate în 2 planuri, completată cu bandă metalică de tensiune, și de $139,16 \pm 28,17$ Nm pentru varianta de osteosinteza cu 4 broșe încrucișate (2 în canalul medular și alte 2 în capul humeral), completate cu bandă metalică de tensiune. Valoarea medie în lotul

III în momentul de torsiune cu încovoiere maximală este de $171,5 \pm 38,89$ Nm.

Aplicarea a două broșe anterograd prin tuberculul mare spre corticala internă a fragmentului distal și a altor două broșe paralele introduse din lateral, adițional aplicându-se banda metalică de tensiune, a crescut semnificativ stabilitatea osteosintezei în ambele direcții de deplasare – torsiune plus încovoiere cu 31,54%, comparativ cu fixatorii lotului I, și cu 2% față de fixatorii lotului II.

Datele obținute în studiul experimental al stabilității osteosintezei humerusului proximal cu diverse variante de fixatori coincid cu datele literaturii de specialitate pentru fixare cu placă în „T” [1, 3, 5].

Datele obținute de noi ca urmare a studierii stabilității fixării cu broșe încrucișate în două planuri, a căror stabilitate a fost crescută prin aplicarea de bandă metalică de tensiune pentru fracturile induse ale humerusului proximal, nu au fost până în prezent descrise în literatură, pentru a se efectua o comparație.

Concluzii

1. Din punct de vedere al rezistenței mecanice la diferite tipuri de solicitări, în diferite planuri reciproc perpendiculare, pe primul loc se situează osteosinteza cu placă în „T”, datorită suprafeței de contact crescute și rigidității, dar care în cazul osului „necalitativ” nu va avea posibilitatea fixării stabile și rigide a fracturii prin „ancorarea” slabă la nivelul țesutului osos, în special spongios, cu degradarea ireversibilă a acestuia.

2. Datele statistice situează pe locul doi osteosinteza cu patru broșe încrucișate în 2 planuri și bandă metalică de tensiune, urmată la scurtă distanță de osteosinteza cu patru broșe (două broșe în canal și două înspre capul humeral) și bandă metalică de tensiune. Cercetarea stabilității fixării fragmentelor în fracturile extremității proximale a humerusului la aplicarea forțelor de tracțiune longitudinală (axială), la forțare de încovoiere pură, precum și la încovoiere plus torsiune a arătat un grad sporit de stabilitate a fixării cu patru broșe încrucișate, prin completarea osteosintezei cu broșe cu bandă metalică de tensiune.

3. Ca urmare a studiului efectuat, putem concluziona că implantele metalice de tipul broșelor și al firului metalic, datorită contactului limitat cu osul, precum și datorită proprietăților lor elastice, duc la minimizarea stresului dintre os-implant, făcându-le optime pentru fixarea fracturilor atât pe os calitativ, cât și pe os osteoporotic; în timp ce fixatorii rigizi (diferitele tipuri de plăci metalice, șuruburi) pe fond de os „moale” duc la distrucția osului cu pierderea contactului implant-os.

4. Este important de reținut că musculatura, de altfel foarte bine dezvoltată, din aceasta regiune anatomică ar devia rezultatele studiului efectuat din cauza existenței factorilor adiționali, datorită poten-

țialului de suport al țesuturilor moi pentru forțele de deformare sau destabilizare, care există în condiții normale de viață. Oricum, experimentele efectuate nu s-au axat pe aspectele biologice ale zonei. Deși modelele experimentale au fost gândite și efectuate cât mai aproape de solicitările la care este expus membrul superior zi de zi, în realitate „încărcarea” la care este supus brațul este mult mai complexă.

Bibliografie

- Lill H., Hepp P., Korner J., Kassi J.P., Verheyden A.P., Josten C., Duda G.N., *Proximal humeral fractures: how stiff should an implant be? A comparative mechanical study with new implants in human specimens*, in *Arch. Orthop. Trauma Surg.*, 2003, no. 123(2-3), p. 74-81.
- Hepp P., Josten C., *Biology and Biomechanics in Osteosynthesis of Proximal Humerus. Fractures*, in *Eur. J. Trauma Emerg. Surg.*, 2007, no. 33, p. 337-344.
- Gillespie J.R., Ramachandran V., Lea S.E., Vallier A.H., *Biomechanical Evaluation of 3-Part Proximal Humerus Fractures: A Cadaveric Study*, in *ORTHOPEDICS*, 2009, no. 32, p. 816.
- Hagino H., Fujiwara S., Nakashima E., Nanjo Y., Teshima R., *Case-control study of risk factors for fractures of the distal radius and proximal humerus among the Japanese population*, in *Osteoporosis Int.*, 2004, no. 15, p. 226-230.
- Helmy N., Hintermann B., *New trends in treatment of proximal humerus fractures*, in *Clinical Orthopaedics and Related Research*, 2006, no. 422, p. 100-108.
- Edwards L.S., Wilson A.N., Li-Qun Z., Flores S., Merk R.B., *Two-Part Surgical Neck Fractures of the Proximal Part of the Humerus. A Biomechanical Evaluation of Two Fixation Techniques*, in *The Journal of Bone and Joint Surgery (American)*, 2006, no. 88, p. 2258-2264.
- Fuchtmeier B., May R., Hente R., Maghsudi M., Volk M., Hammer J., Nerlich M., Prant L., *Proximal humerus fractures: a comparative biomechanical analysis of intra and extramedullary implants*, in *Arch. Orthop. Trauma Surg*, 2007, no. 127(6), p. 441-447.
- Nijs S., Sermon A., Broos P., *Intramedullary fixation of proximal humerus fractures: do locking bolts endanger the axillary nerve or the ascending branch of the anterior circumflex artery? A cadaveric study*, in *Patient Safety in Surgery*, 2008, no. 2, p. 33.
- Wychowanski M., Obrebski M., Rapala K., Wit A., Gajewski J., Marczak K., *Strength of proximal humeral fraction fixation employing implants of various types – a study of porcine bones*, in *Acta of Bioengineering and Biomechanics*, 2008, vol. 10, no. 3, p. 29-34.
- Lill H., Hepp P., Rose T., Korner J., Josten C., *Mennen clamp-on plate fixation of periprosthetic fractures of the humerus after shoulder arthroplasty – a report on 3 patients*, in *Acta Orthop. Scand.*, 2004, no. 75 (6), p. 772-774.
- Smith R.W., Ziran H.B., Angelen O.J., Stahel F.P., *Locking Plates: Tips and Tricks*, in *The Journal of Bone and Joint Surgery (American)*, 2007, no. 89, p. 2298-2307.

Prezentat la 07.05.2011

Vitalie Chirilă, medic ortoped-traumatolog
IMSP Spitalul Clinic de Ortopedie și Traumatologie
Tel. 068355599