



Originalni rad

ACTA FAC. MED. NAISS. 2002; 19 (3-4), 211-221

Predrag Grubur¹, Mijorad
Mitković² Rade Tanjga³

¹ Ortopedsko traumatološka
klinika Banja Luka

² Medicinski fakultet Niš

³ Medicinski fakultet
Banja Luka

ZNAČAJ BIOMEHANIČKIH KARAKTERISTIKA SPOLJNJEG FIKSATORA U LIJEČENJU KOMINUTIVNIH PRELOMA IKOŠTANIH DEFEKATA

SAŽETAK

U radu autori porede biomehaničke osobine spoljnjih fiksatora: Ortofix, unilateralni spoljni fiksator u jednoj ravni; Mitkovic M20, unilateralni fiksator sa konvergentno orijentisanim klinovima; Charnelv, bilateralni fiksator sa klinovima postavljenim u dvije ravni; Ilizarev, cirkularni fiksator sa Kirschnerovim iglama i prstenovima .

Kao metodologija ispitivanja biomehaničkih karakteristika spoljnjih fiksatora usvojena je komparativna višekriterijalna analiza kojom su uspoređivane karakteristike fiksatora realizovanih na matematičko-kompjuterskom simulatoru (softver), fizičkom modelu i kliničkom materijalu.

U okviru izabrane metodologije razvijen je opšti algoritam za rangiranje fiksatora.

Dobiveni rezultati govore da najjednaciiju, stabilnost u antero-posteriornoj i latero-lateralnoj ravni pri dejstvu vertikalnih i horizontalni sila, sa ili bez koštanog defekta imaju fiksator i slijedećim redoslijedom: Mitkovic M20, zatim Charnelv, te Ortofix i Ilizarov .

Ključne riječi: spoljni fiksator, biomehanika, rang stabilnosti

UVOD

Biomehanika je nauka koja zakone mehanike primjenjuje u rješavanju bioloških problema, istovremeno se baveći proučavanjem mehaničkih osobina živih organizama. Klasična biomehanika lokomotomog sistema bavi se prije svega:

1. proučavanjem načina i veličine opterećenja (naprezanja) lokomotomog sistema pri fiziološkim i patološkim stanjima,
2. analizom bioloških zbivanja u smislu reakcije na mehaničko opterećenje,
3. proučavanjem pokreta, tj. unutrašnjih i spoljnjih sila koje sudjeluju u pokretu i njihovoj uzajamnoj zavisnosti (brzina, smjer, ubrzanje i si.),
4. kliničkom primjenom bazičnih biomehaničkih istraživanja, posebno u dijagnostičkom i terapijskom smislu.

Razvoj interdisciplinarnog rada u kliničkim istraživanjima, anatomiji i tehničkim naukama, čini temelj biomehanike i doprinosi naglom razvoju medicinskih nauka.⁽¹⁰³²⁾

Razumijevanje osnovnih biomehaničkih principa je od esencijalne važnosti tokom zbrinjavanja i tretmana pacijenata sa prelomima dugih kostiju.^(1,16,18)

CILJ RADA

Cilj rada je doći do naučne istine, koji tip spoljnjeg fiksatora ima najbolja biomehanička rješenja u liječenju dijafizarnih kominutivnih, multifragmentarnih preloma, sa ili bez koštanog defekta i uporediti biomehaničke karakteristike slijedećih spoljnjih fiksatora:

1. Ortofix; unilateralni spoljni fiksator u jednoj ravni,
2. Mitkovic M20; unilateralni fiksator sa konvergentno orijentisanim klinovima,
3. Charnelv; bilateralni fiksator sa klinovima postavljenim u dvije ravni,
4. Ilizarev; cirkularni fiksator sa Kirschnerovim iglama i prstenovima.

Za određivanje metodologije ispitivanja biomehaničkih karakteristika spoljnih fiksatora istražiti na:

1. matematičko-kompjuterski simulator (softver),
2. fizički model i
3. kliničkom materijalu.

Komparativne analize karakteristika matematičko-kompjuterskog simulatora i fizičkog modela vršiti u usporedbi sa kliničkim materijalom.

MATERIJAL I METODOLOGIJA RADA

Postavljena problematika je iz cilja ovog rada, sa naglaskom na obezbeđenje uslova i iznalaženja pogodnog sistema za ispitivanje i analiziranje biomehaničkih karakteristika ispitivanih spoljnih fiksatora. Korišten je obiman materijal: spoljni fiksatori, simulacija na matematičko-kompjuterskom simulatoru (softveru), simulaciju na juvidur modelima i klinički materijal.

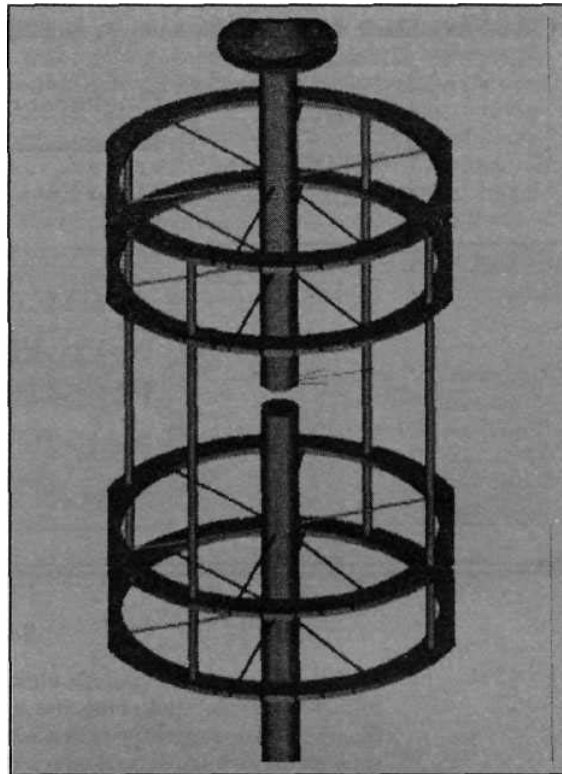
U radu su korištena četiri tipa fiksatera i to:

1. Unilateralni De Bastion-ov fiksator, proizveden od firme Ortofix iz Verone, Italija. Standardni model, sa klinovima u jednoj ravni, tri klina proksimalno i tri distalno,
2. Unilateralni Mitkovic M20 fiksator, proizveden u "Čajavecu", Banja Luka, sa konvergentno orijentisanim klinovima, tri proksimalno i tri distalno,
3. Bilateralni Charnelv fiksator, proizveden u Instrumentariji Zagreb. Tri klina postavljena distalno i tri proksimalno, u dvije ravni,
4. Cirkularni Ilizarev fiksator, proizveden u "Čajavecu", Banja Luka, sa dva prstena i po četiri Kirschnerove igle, proksimalno i distalno.

Proračun modela je vršen simulacijom na matematičko-kompjuterskom simulatoru (softveru), urađen od strane kompanije Radimpex u saradnji sa Građevinskim fakultetom u Beogradu. Korišteni programi su Tower, Planet i Planet Pro, koji su služili za ravanski i prostorni proračun konstrukcija (SI. 1).

Matematičko-kompjuterski model simulatora napravljen je uz sljedeće pretpostavke:

1. da svi čvorovi imaju krutu vezu,
2. opterećenje je statičko,
3. karakteristike materijala za kost su uzete sa mehaničkim karakteristikama drveta,
4. karakteristike materijala za fiksator su uzete sa mehaničkim karakteristikama čelika,



SLI. Softverov model Ilizarovog fiksatora

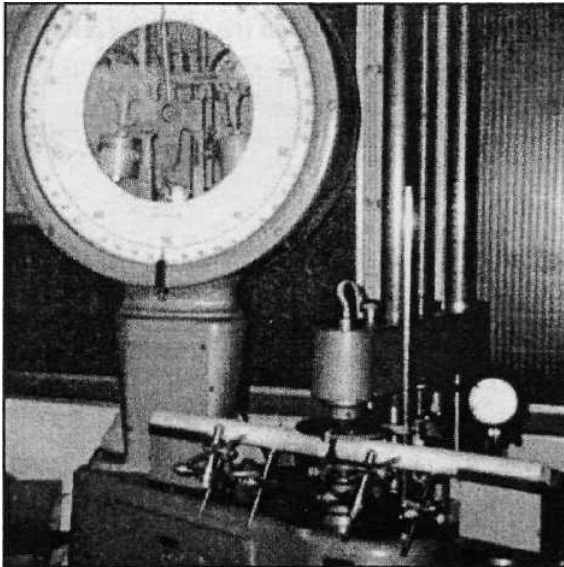
5. model se sastojao od dva jednaka dijela gornjeg i donjeg, istih karakteristika.

Modeli simulacije na matematičko-kompjuterskom simulatoru su proračunati dejstvom statičkih horizontalnih i vertikalnih sila. U stvarnom stanju ove sile su dinamičke i svoju punu vrijednost dostižu za cca 0,5 sekundi. Statički modeli u veoma dugom periodu dostižu svoju konačnu vrijednost. Razlike u uticaju na sistem nošenja statičkih i dinamičkih sila su dosta velike.

Sistem oslanjanja u stvarnom stanju se razlikuje od pretpostavljenog u proračunskom matematičko - kompjuterskom simulatoru, gdje su oslonci tačkasti - idealizirani. U stvarnom stanju ekstremitet (težina tjela, mišić, sile gravitacije), ima i linijske oslonce, a tačkasti oslonci nisu idealizirani. Veza fiksatora i kosti u proračunskom modelu je idealizirana. U stvarnosti u toj samoj vezi ima pomijeranja zbog lokalnog velikog napona i gnjecenja u kontaktu kost - klin.

U praksi čvorovi imaju svoju deformaciju (proklizavanje), a nagib tangenti deformacionih linija nije jednak nuli. Takođe, u praksi opterećenje nije statičko, već dinamičko, što znači da sile veoma sporo (teoretski u beskonačnom vremenu), dostižu konačnu ukupnu vrijednost, a na modelima opterećenje je dinamičko.

Ispitivanje biomehaničkih osobina ova četiri tipa spoljnih fiksatora, na pritisak i savijanje, rađeno je na modelu (SI. 2). Kao model korištena je



Slika 2. Juvidiir model M 20

plastična cijev (juvidur) promjera 25 mm spolja i 11 mm unutra. Plastični modeli kosti za svaki tip spoljnjeg fiksatera pripremljeni su jedinstvenom tehnikom.

Ispitivanja ovih modela vršena su u MDP "Jelšingrad"-laboratorija za precizna mjerenja. Za ispitivanje korištena je univerzalna mašina MIP-100-2, pasometar, pomoćni pribor za prihvatanje modela za ispitivanje. Opterećenje na MIP-100-2, kontrolisalo se na skali (podjela 2N), a dilatitija DI je mjerena u mm (tačnosti 0,01mm). Ispitivanje je najprije vršeno dejstvom sile kompresije, potom dejstvom later-lateralne sile i anteroposteriornu. "Prelomna pukotina" na modelu je bila široka 2mm, lem, 3 cm, i 5cm, potom bočno ispitivajući anteroposteriornu i latero-lateralno savijanje. "Model kosti" bio je zaravnjen i fiksiran stezačima radi ostvarivanja što pouzdanijeg mjerenja. Pri ovim ispitivanjima nije uziman u obzir modul elastičnosti plastičnog modela kosti, pošto je ispitivanje bila komparacija rezultata mjerenja pod istim uslovima ispitivanih spoljnjih fiksatora.

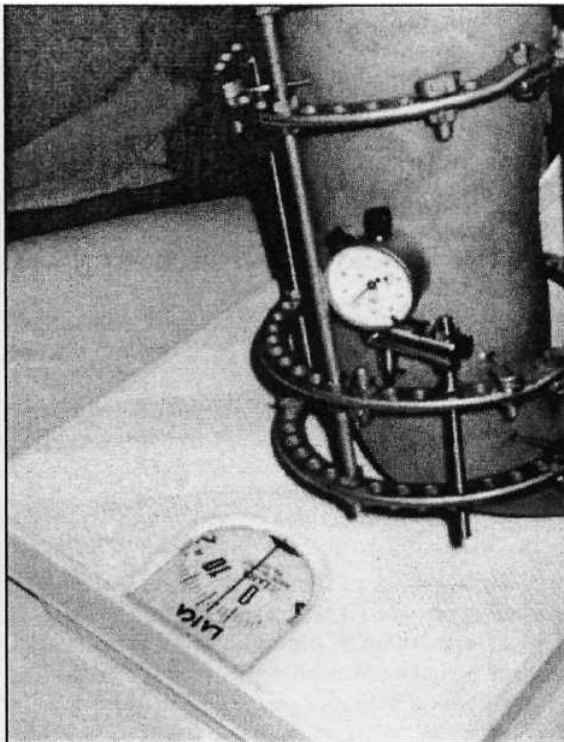
Klinička ispitivanja za ovu studiju vršena su na Ortopedsko traumatološkoj klinici u Banjoj Luci, Ul. Z. Korde 1, u vremenskom periodu od septembra 1995. godine do januara 2000. godine. Radi se o sopstvenoj seriji od 87 bolesnika. S obzirom na etiološku specifičnost i veličinu serije, smanjene su mogućnosti praćenja istih parametara u grupama.

U obradi problema koji je predmet istraživanja hospitalizovano je 87 pacijenata.

Pacijenti koji su obrađivani starosti su od 19 do 42 godine sa prosječnom starošću 20,77 godina.

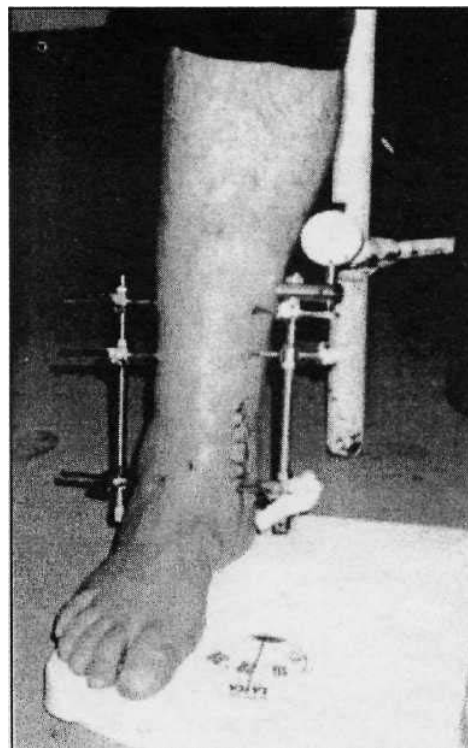
Polnu strukturu činili su muškarci u 74 (85,06%) a u 12 (14,94%) slučajeva zastupljene su žene.

Prosječna veličina višefragmentnog preloma, odnosno kominutivnog preloma sa ili bez koštanog defekta kod ispitivanih je 2,01cm.



Slika. 3

Za stabilizaciju koštanih fragmenata korišten je u primarnoj hirurgiji spoljnji fiksater. Zastupljenost spoljnjeg fiksatera bila je: M20 u 35 (40,23%), Ortofix 19 (21,83), Ilizarov u 21 (24,15) (SI. 3) i Charnely u 12 (13,79) slučajeva (SI. 4).



Slika 4. Kliničko ispitivanje Charnely-eva fiksatora

Zastupljenost liječenja spoljnjom fiksacijom: donji ekstremiteti u 76 (87,36%), a gornji ekstremiteti u 11 (12,64%) pacijenta.

Od 87 dugih kostiju zastupljenost je bila slijedeća: tibija u 55 (63, 22%), femur u 21 (24, 14%), humerus u 9 (10, 34%) i ulna u 2 (2,30%) slučaja.

Ispitivanja su vršena komparaterom 14.10 700, čiji je proizvođač "TESA" iz Švicarske.

Tačnost mjerenja je od 0,001 mm (jedan mikron).

Spojnice koje povezuju komparater i spoljni fiksator napravljene se u "Cajevecu" u Banjoj Luci.

Opterećenje na komparateru se kontroliše na skali (podjela Kg), a dilatacija DI je mjerena u mm (tačnosti 0, 01 mm).

REZULTATI

Rezultati proračuna unilateralnog softverovog modela spoljnog fiksatora Ortofixa sa 6 klinova; (koji su postavljeni tri distalno i tri proksimalno), sa dužinom klina 4 cm sa postepenim opterećenjem do 100 kg samo u jednom čvoru :

Rezultati proračuna (teorija I-og reda)

Datoteka: C:\DMY Documents\ORTOFIX.ppw

Slučajevi opterećenja čvora
LC Naziv 1. Anvelope i 100

Deformacija čvorova

Ekstremni uticaj: itXpd

Čvor	LC	Xp (.)	Yp (m)	Zr (rad)
14	1	-1.821614E+01	-3.997237E+00	-8.929407E+00
13	1	-1.375144E+01	-3.997078E+00	-8.929407 E+00
23	1	-1.135464E+01	-2.259908E-01	-8.900057E+00
22	1	-9.286787 E+00	-2.259908E-01	-8.900057 E+00
12	1	-9.286734 E+00	-3.996918E+00	-8.929407 E+00
11	1	-7.958119E+00	-3.996882E+00	-8.757797E+00
21	1	-7.957886E+00	-2.259873E-01	-8.867519E+00
20	1	-6.659242E+C10	-2.259795E-01	-8.28115fiE+00
10	1	-6.659062E+00	-3.996860E+00	-8.657197E+00
9	1	-3.971551E-KX>	-3.996861E+00	-8.657197E+00

Ekstremni uticaj: dYpd

Čvor	LC	Xp> (m)	Yp(m)	Zr (rad) 14 1
		-1.521614E+01	-3.997237E+00	-

Rezultati proračuna softverovog modela Mitkovicvog M 20, unilateralnog spoljnog fiksatera sa šest konvergentnih klinova (tri proksimalno i tri distalno) i rasponom od 4 cm samo u jednom čvor:

Slučajevi opterećenja MITKOVIĆ M20.

LC	Naziv	1.	Anvelope
1			1.00

Deformacija jednog čvora M20

Ekstremni uticaj: dXpd

Čvor	LC	Xp (m)	Yp (m)	Zp (m)	Xr (rad)	Yr (rad)	Zr (rad)
11	1	-1.534753E-03	1.199690E-03	-L571220E-03	-9.250775E-04	-9.250775E-04	
		1.684664E-04					
10	1	-1.277625E-03	9.425615E-04	-1.571220E-03	-9.250775E-04	-9.250775E-04	
		1.684664E-04					
14	1	-1.277266E-03	9.345560E-04	-1.147570E-03	-8.636645E-04	-2.067002E-03	
		-1.257611E-04					
17	1	-1.276907E-03	9.287985E-04	-7.204431E-04	-8.022515E-04	-9.528896E-04	
		L.864504E-04					
9	1	-9.137241E-04	5.717645E-04	-1.570331E-03	-9.341335E-04	-9.081724E-04	
		1.806615E-04					
16	1	-5.485863E-04	3.767177E-04	-6.373554E-04	-6.405702E-04	-7.865487E-04	
		6.934091E-05					
13	1	-5.482194E-04	2.967521E-04	-1.094297E-03	-7.820043 E-04	-2.346110E-03	
		4.559764E-04					
8	1	-5.478524E-04	2.013705E-04	-1.569826E-03	-9.234385E-04	-9.352417E-04	
		1.926694E-04					
7	1	-3.032846E-04	-4.011085E-05	-1.569826E-03-	-9.234385E-04		
		-9.352417E-04	1.926694E-04				
5	1	1.128987E-061.028984E-05-4.577957E-06	1.016419E-05- i .639043E-06			-2.420302E-05	

Rezultati proračuna softverovog modela bilateralnog **Charnely fiksatora** sa 6 klinova: tri proksimalno i tri distalno sa distancom od 4 cm u jednom čvoru:

Slučajevi opterećenja CHARNELY.

LC	Naziv	1.	2.	Anvelope
1	pl	1.00		
2	horizontalna	50	1.00	
Deformacija jednog čvora				
Ekstremni uticaj: dXpd				
Čvor	LC	Xp(m)	Yp(m)	Zr (rad)
20	2	1.503116E-03	-7.445600E-07	-1.5U635E-02
34	2	9.555034E-04	1.410288E-04	2.288539E-03
4	2	9.554812E-04	-1.417879E-04	2.288539E-03
21	2	9.499664E-04	-7.445600E-07	-1.034727E-02
28	2	9.461476E-04	1.357137E-04	7.517967E-04
U	2	9.461465E-04	-1.368473E-04	7.650444E-04
35	2	9.423288E-04	1.418066E-04	-3.829001E-03
5	2	9.423266E-04	-1.425670E-04	-3.828114E-03
19	2	9.147595E-04	-1.445594E-08	2.633367 E-03
33	2	8.081570E-04	1.402511E-04	3.305269E-03

Rezultati proračuna softverovog modela fiksatera Ilizarova (SLI), cirkularni fiksater sa 2 obruča proksimalno i distalno sa po 6 Kišnerovih žica proksimalno i distalno i distancom 4 cm, u jednom čvoru je:

Datoteka: **d:ILIZAROV2.PPW**

Slučajevi opterećenja jednog čvora

LC Naziv 1. Anvelope

1 1.00

Deformacija čvorova

Ekstremni uticaj: dXpd

Čvor	LC	Xp (m)	Yp (m)	Zp (m)	Xr (rad)	Yr (rad)	Zr (rad)
15	1	-5.877485E-04	-6.225S05E-04	-5.741807E-03	-3.734236E-04	3.501919E-04	4.296209E-08
16	1	-4.613898E-04	-4.878848E-04	-5.741807E-03	-3.420408E-04	3.215250E-04	4.296209E-08
17	1	-3.559821E-04	-3.761250E-04	-5.741807E-03	-2.478926E-04	2.355242E-04	4.296209E-08
7	1	-3.529605E-04	-3.736308E-04	-4.265202E-03	-3.585273E-03	3.279987E-03	1.861447E-06
3	1	-3.499324E-04	-3.711427E-04	-2.828936E-03	-1.158236E-04	1.066723E-04	8.380049E-08
4	1	-2.680885E-04	-2.832134E-04	-2.814553E-03	-1.681722E-04	1.592124E-04	5.415027E-08
8	1	-2.656095E-04	-2.811365E-04	-4.271961E-03	-3.598913E-03	3.294622E-03	-1.498642E-06
18	1	-2.631283E-04	-2.790616E-04	-5.742603E-03	-2.112862E-04	2.017159E-04	4.094852E-08
19	1	-1.426788E-04	-1.517971E-04	-5.742603E-03	-2.848840E-04	2.684040E-04	4.094852E-08
14	1	-1.357669E-04	-1.360570E-04	-3.979132E-03	-6.821147E-05	-6.037654E-05	2.735479E-09

Pomjeranja u vertikalnoj i horizontalnoj ravni bez obzira na veličinu defekta (1, 3, 5 cm) pri opterećenju iste sile, je isti kod istog fiksatora.

Rangiranje stabilnosti fiksatora pri ispitivanju biomehaničkih karakteristika na matematičko - kompjuterskom simulatoru

Za rangiranje stabilnosti fiksatora pri ispitivanju na matematičko-kompjuterskom simulatoru, a koristeći metodu višekriterijalnog odlučivanja, principom minimuma dobije se rang stabilnosti ispitivanih fiksatora (Tabela 1). -

Tabela 1.

Fiksator	Vertikalna ravan		Horizontalna ravan		UKUPNO	
	Sr. vr.	Rang	Sr. vr.	Rang	Sr. vr.	Rang
MitkovićM20	0.785	2	0.280	3	0.533	2
Ortofix	1.400	3	1.280	4	1.340	4
Charnley	0.080	1	0.140	2	0.110	1
Ilizarov	2.245	4	0.057	1	1.151	3

**REZULTATI ISPITIVANJA
BIOMEHANIČKIH KARAKTERISTIKA
SPOLJNJIH FIKSATORA NA MODELU**

Za ispitivanje spoljnog fiksatora Ortofixa korišten je aparat proizveden od firme Ortofix, sa tri paralelna klina dijametra 6 mm, postavljeni kroz svaki fragment modela. Odstojanje od "preloma" do najbližeg klina iznad i najbližeg klina ispod preloma, je iznosio u prosijeku 4 cm, između klinova oko 3-5 mm, a od modela do spojnice fiksatera oko 4 cm.

Ispitivanje je najprije vršeno dejstvom sile kompresije. "Prelomna pukotina" na modelu je bila u početku široka 2 mm, potom se širila na lem, pa 3 cm, i na kraju 5 cm. Po završetku ispitivanja sila kompresije, ispitivalo bi se dejstvo bočnih sila na antero -posteriorno i latero -lateralno savijanje.

MITKOVIĆ M20 (SI. 2 i 6); korištenje aparat proizveden u Cajevcu (standardni model), sa šest konvergentno postavljenih klinova pod uglom od 90°. Klinovi su imali navoj najednom kraju. Odstojanje od "preloma" do najbližeg klina iznad i naj-

bližeg klina ispod preloma iznosilo je 4 cm, između klinova 4 cm a od modela do spojnice fiksatera 4 cm. U gornji i donji dio modela ugrađena su po tri klina; četiri u jednu ravan a druga dva u drugu ravan konvergentno orijentisanu na prethodnu pod uglom od 45°. Ispitivanje je najprije vršeno dejstvom sile kompresije na "prelomnu pukotinu". Prelomna pukotina na plastičnom modelu juviduru, bila je veličine 2mm, lem, 3 cm, i 5 cm.

Na krajevima "model kosti" bio je zaravnjen i fiksiran stezačima. Ovo je bilo učinjeno radi ostvarivanja što pouzdanijeg mjerenja.

Za ispitivanje Charnley-evog spoljnog fiksatora korišten je standardan model, Charnley-ev aparat sa četiri paralelna klina u jednoj ravni; dva distalno i dva proksimalno postavljena klina. Rastojanje od "prelomne pukotine" do klinova iznosilo je 4 cm a isto tako i rastojanje od modela do spojnice. "Prelomna pukotina i defekt" na modelu bili su: 2 mm, 1 cm, 3 cm i 5 cm. Po ispitivanju dejstva vertikalnih sila, ispitivalo se dejstvo istih sila u anteroposteriornoj ravni. Zbog same konstrukcije rama dejstvo sila u latero-lateralnoj ravni nisu se mogle ispitati pod istim uslovima kao prethodne.

Za ispitivanje biomehaničkih karakteristika na modelu korišten je Ilizarov aparat proizveden u Cajevcu, sa dva prstena u proksimalnom i distalnom modelu kosti. Prstenovi Ilizarovog fiksatera postavljeni su distalno i proksimalno na 4 cm, odnosno 8 cm od mjesta frakture odnosno defekta. U svaki prsten postavljene su po dvije Kišnerove žice (ukupno osam); četiri proksimalno i četiri distalno. Prvo je vršeno mjerenje dejstva vertikalnih sila, a potom dejstvo bočnih sila u anteroposteriornoj i laterolateralnoj ravni.

Rangiranje stabilnosti fiksatora pri ispitivanju biomehaničkih karakteristika na PVC modelu

Za rangiranje stabilnosti fiksatora pri ispitivanju na matematičko-kompjuterskom simulatoru, a koristeći metodu višekriterijalnog odlučivanja i principom minimuma, određuje se rang stabilnosti (tabela 2) ispitivanih fiksatora.

Tabela 2. Rangiranje stabilnosti fiksatora na modelu

	Ukupno					
Fiksator	Sr. vr.	SD	Rang V	Rang AP	Rang LL	RANG
Mitković	2.86	2.08	1			
Mitković AP	0.74	0.59		4		
Mitković LL	0.21	0.14			2	

Fiksator	Sr. vr.	SD	Rang V	Rang AP	Rang LL	RANG
Mitković	1.38	1.77				1
Ortofix	3.79	2.78	2			
Ortofix AP	0.34	0.28		2		
Ortofix LL	0.15	0.14			1	
Ortofix	1.47	2.35				2
Charnlev	3.97	2.85	3			
Charnley AP i LL	0.72	0.54		3	4	
Charnlev	2.51	2.53				4
IHžarov	4.13	2.84	4			
Ilizarov AP i LL	0.29	0.2		1	3	
Ilizarov	2.41	2.85				3

Rangiranje stabilnosti spoljnjih fiksatora u kliničkim ispitivanjima biomehaničkih karakteristika

nost, ima fiksator sa najvećom srednjom vrijednošću pomjeranja. Dobijeni rezultati se prikazani u tabeli 3.

Kao i u slučajevima rangiranja stabilnosti fiksatora na simulatoru i PVC modelu, i u kliničkim ispitivanjima rangiranje se vrši na način da se po rastućim veličinama, od minimuma do maksimuma, poredaju srednje vrijednosti pomjeranja dl (mm) (SI. 5). Prvo ispitivanje pomjeranja (klinova-žica) vršeno je treći postoperativni dan. Ispitivanje je vršeno tako da se na fiksater postavi komparater na (0,00mm) i pacijentu se kaže da se osloni na operi ranu nogu 5kg, 10kg i tako redom do bola koji obično eliminiše jačinu oslonca. Kod potpune koštane konsolidacije oslonac je moguć bez bola. Ponovno mjerenje je bilo poslije mjesec dana, dva, tri, četiri i pet mjeseci. Nastojalo se kod ispitivanih fiksatera stvoriti isti uslovi; dužina rastojanje iz među kože i klina, debljine klina.....

Najbolju stabilnost ima fiksater sa najmanjom srednjom vrijednošću pomjeranja, a najlošiju stabil-

Određivanje ukupnog ranga stabilnosti fiksatora na osnovu rezultata rangiranja sa matematičko-kompjuterskim simulatorom, PVC modelom i pri kliničkim ispitivanjima

Kod određivanja ukupnog ranga stabilnosti fiksatora na osnovu rezultata razpoloživih u ispitivanjima sa sve tri metode javlja se više pitanja i problema koje treba riješiti.

Međutim, za potrebe rangiranja stabilnosti i izbora fiksatora u datim istraživanjima, a uzimajući u obzir stepen validnosti pojedine metode, izabran je metod minimuma srednje vrijednosti pomjeranja, u kombinaciji sa težinskim faktorom za odgovarajuću metodu, što odgovara sljedećem algoritmu: $(Rang)_{ukupno} = j_h = \text{Min} (a_s \text{ Sr.vr.}(S'_{mk}) + a_m \text{ Sr.vr.}(MVvc) + a_k \text{ Sr.vr.}(K'))/3 * (a_s + a_m + a_k)_h$ za $j = 1, 2, 3, 4; i = 1, 2, 3, 4; h = 1, 2, 3, 4$

Tabela 3. Rang stabilnosti fiksatora u kliničkim ispitivanjima

Fiksator	Treći dan		Prvi mjesec		Drugi mjesec		Treći mjesec		Četvrti mjesec		Peti mjesec		Ukupno	
	Sr. vr.	Rang	Sr. vr.	Rang	Sr. vr.	Rang	Sr. vr.	Rang	Sr. vr.	Rang	Sr. vr.	Rang	Sr. vr.	Rang
Mitković M20	0.13	2	1.24	3	1.28	2	1.07	2	1.04	4	0.17	3	0.89	3
Ortofix	0.16	3	0.93	2	1.11	1	1.42	3	1.01	2	0.12	1	0.84	2
Charnlev	0.01	1	0.89	1	1.44	3	0.91	1	0.95	1	0.16	2	0.80	1
Ilizarov	0.18	4	1.47	4	1.65	4	1.47	4	1.03	3	0.01	4	1.23	4



Slika 5.

gdje su a_s, a_m, a_k koeficijenti uticaja pojedine metode ispitivanja, tj. simulatora, PVC modela i klinike respektivno.

Za izabrane koeficijente uticaja $a_s : a_m ; a_k = 1:1:1$ ukupan rang stabilnosti fiksatora prikazan je u tabli (4.):

Tabela 4.

Fiksator	Srednja vrednost pomjeranja				RANG
	Simulator	PVC model	Klinika	UKU-PNO	
Mitkovic M20	0.53	1.38	0.89	0.93	1
Ortofix	1.34	1.47	0.84	1.22	3
Chamley	0.11	2.51	0.80	1.14	2
Ilizarov	1.15	2.41	1.23	1.60	4

Za izabrane koeficijente uticaja $a_s : a_m ; a_k = 1:1:5$ ukupan rang stabilnosti fiksatera prikazan je u tabeli (5).

DISKUSIJA

Najvažniji cilj liječenja preloma je: vraćanje pacijentu pune funkcije povrijeđenog ekstremiteta u što kraćem vremenskom intervalu.

Spoljnja fiksacija obezbjeđuje biomehaničke uslove, koji se po potrebi mogu mijenjati.

Tabela 5.

Fiksator	Srednja vrednost pomjeranja				RANG
	Simulator	PVC model	Klinika	UKU-PNO	
Mitkovic M20	2.65	6.90	0.89	1.49	1
Ortofix	6.70	7.35	0.84	2.13	3
Chamlev	0.55	12.55	0.80	1.99	2
Ilizarov	5.75	12.05	1.23	2.72	4

U KBC Banja Luka, na Ortopedsko-traumatološkoj klinici u periodu 1991 - 1995. primarno su hirurški zbrinute povrede lokomotomog sistema kod 2462 ranjena, prosječne starosne dobi 33,73 godine. Spoljnji fiksator korišten je u primarnoj stabilizaciji preloma u 1573 (72%) slučaja, skeletna trakcija u 91 (4%), a gipsana imobilizacija kod 531 (24%).

A. Fernandez 1985. objavljuje biomehaničke rezultate svog eksperimentalnog rada na modelima fiksaterima. ⁽¹⁾ Konstrukcija modela Čine cijevi od polivinil hlorida sa montažom rama spoljnog fiksatera: unilateralan, bilateralan, i triangularan. Postavljeni klinovi su u odnosu na ravan rama pod uglom od 60°, 90°, a prema dijafizi kosti pod 90°. Važno je istaći da postoji više okvirni hkonfiguracija, ali takođe i geometrija može imati dobru ulogu na stabilnost spoljnog fiksatera. Zavisno od montaže rama koristio je klinove sa transfiksacionim navrtnjima ili poluzavrtnjima. Srednji trensverzalni pomak, kretanje sa unilateranim okvirima, bio je oko 2 mm sa dozvoljenim maksimalnim ugaonim pomijeranjem od 3°. Sa četiri klina ova konfiguracija je bila stabilna kao i triangularna montaža. ⁽¹⁾

Manje krute fiksacione metode liječenja počine koristiti Goodship ⁽²⁾ u liječenju fraktura dugih kostiju. Efekti kontrolisanih mehaničkih promijena poznati su kao osteogeneza u dodirujućoj kosti.

Goodship - ove studije, zaključuju da se spoljnjom fiksacijom može pratiti i mijenjati mikropokret koštanog fragmenta težinom tijela i silama gravitacije, mišića kontrolisanog aksijalnog pomaka na okviru ili kroz mijenjanje krutosti fiksatora. Najveći učinak je ukoliko je pukotina oko 3 mm.

Biomehaničku analizu Hoffmann-Vidal-ovog rama spoljnog fiksatora dao je Ryoichi Shiba sa saradnicima 1985. pošto se tada počeo povećano koristiti u zbrinjavanju otvorenih fraktura. Zaključak je da Hoffmann-Vidalova konstrukcija spoljnog fiksatora može da se koristi sa sigurnošću za 4 - 5 sekvencijalne 6-mjesečne aplikacije, ako kritične komponente budu zamijenjene između aplikacija.

De Bastiani sa saradnicima iznosi 1987. godine svoja biomehanička klinička iskustva u liječenju 288 fraktura dugih kostiju. ⁽⁴⁵⁾ Od toga se

radilo o 239 zatvorene frakture a kod 49 bila je otvorena fraktura, sa različitim lokalizacijama⁴⁵ⁱ Kod pacijenata kod kojih se radilo o zatvorenim frakturama a liječenih spoljnim fiksaterom Ortofix, počinjali su fizikalnu terapiju treći postoperativni dan, a četvrti dan su otpušteni kući.^(4>) Na prvom radiografskom pojavljivanju periostalnog kalusa (otprilike nakon 3 nedelje) šaraf koji je blokirao aksijalne kretnje (teleskopiranje) je olabavljen i počeo dinamičko opterećivanje. Tim bi kruta fiksacija prelazila u dinamičku. Ovakav koncept koji uključuje aksijalni dinamički pritisak za zarastanje frakture nije nov, ali De Bastiani uvida njegov dobar klinički učinak. On navodi uspješan tretman gore navedenih fraktura u 94% svježih preloma koji su zarasli za 3,4 do 6,5 mjeseci. Neuspjeh od 6% ogleđa se u ugaonoj devijaciji, rotaciji i infekciji. Od 13 000 plasiranih klinova pri liječenju 288 frakture, infekcija je bila samo kod 8 klinova.⁽⁴⁵⁾

Gricinov sa saradnicima iz iskustva u avganistanskom rat daje prednost spoljnjem fiksatoru, forsirajući kompresivno distrakcione spoljne fiksatore sa šarniranim zglobovima.

Do sredine 80. godina spoljni fiksater nošenje u prosjeku od 9-10 mjeseci, dok se ne pojavi zarastanje kosti (Gershuni i Halma,1983; Schroder i sar.,1986).

Od tada ovo vrijeme je drastično smanjeno. Skorije publikacije navode vrijeme od 4-5 mjeseci do koštane konsolidacije i skidanja spoljnog fiksatora (Thurk i sar., 1988; Hax i sar., 1988; Heim i sar., 1990).

Rano opterećenje sa fiksatorom prijavljuje Dolder 1991. godine, sa serijom od 27 pacijenata sa otvorenim kosim i poprečnim prelomima tibije. Čim bi zacijelila meka tkiva, pacijentima je bio dozvoljen pun oslonac. Prosječno vrijeme koštanozaraćtanja bilo je 12 nedelja (9-23 nedelje).

Dolder 1991. sa grupom AO škole, iznosi svoja iskustva u poređenju biomehaničkih osobina AO spoljnog fiksatera, u montaži unilateralnog i bilerateralnog rama.

ZAKLJUČAK

Na osnovu rezultata dobijenih u toku izrade ovog naučno-istraživačkog rada može se zaključiti sledeće:

1. Vrijednosti pomjeranja fragmenata u milimetrima, pri ispitivanju biomehaničkih karakteristika na matematičko-komputerskom simulatoru (softveru), daju ukupan redoslijed biomehaničke stabilnosti ispitivanih spoljnih fiksatora i to:

- | | |
|----------------|-------|
| 1) Charnely | 0,110 |
| 2) MitkovićM20 | 0,533 |

- | | |
|-------------|-------|
| 3) Ilizarev | 1,151 |
| 4) Ortofi* | 1,340 |

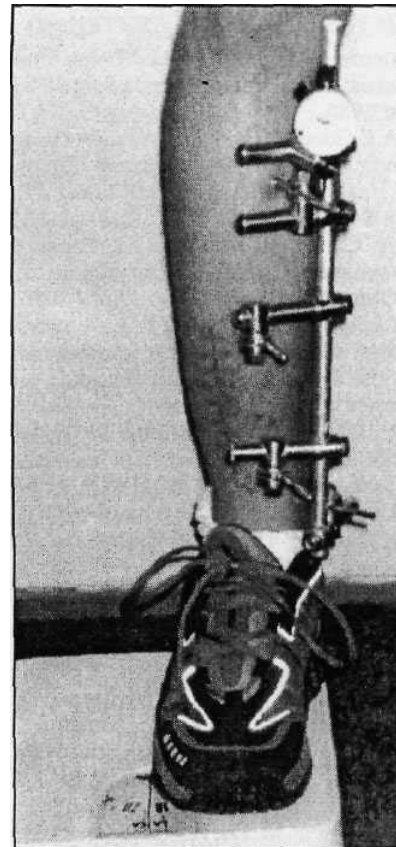
2. U ispitivanju biomehaničkih karakteristika spoljnih fiksatora pri pomijeranju "fragmenata" na pritisak i savijanja na plastičnom modelu od juvidura, poredak stabilnosti spoljnih fiksatora je:

- | | |
|----------------|-------|
| 1) MitkovićM20 | 1.380 |
| 2) Ortofix | 1,470 |
| 3) Ilizarov | 2,410 |
| 4) Charnlev | 2,510 |

3. Pri dejstvu vertikalne i horizontalne sile na modelu juvidura najbolju biomehaničku stabilnost ima aparat tipa Mitković.

4. Pri dejstvu samo vertikalne sile najveću stabilnost ima Chamely-ev fiksator, ali mu je najveća nestabilnost pri dejstvu horizontalne sile u smjeru antero-posteriorno.

5. Spoljni fiksator Ilizarova, pri dejstvu bočnih sila antero-posteriorno odnosno latero-lateralno, ima najveću stabilnost od ispitivanih spoljnih fiksatora, ali mu je i najveća dilatacija u dejstvu vertikalnih sila.



Slika 6.

6. Pri dejstvu vertikalnih sila ukupan rezultat dilatacije klinički ispitivanih fiksatora je sljedeći:

1 Charnely	0, 8
2 Ortofix	0, 8
3 Mitkovic M20	0 ,8
4 Ilizarov	1 ,2

7. Koristeći matematički algoritam, a u slučaju odnosa koeficijena uticaja metoda 1:1:1, ukupan rang stabilnosti fiksatora je:

1) Mitkovic M20	0, 93
2) Charnely	1, 14
3) Ortofix	1, 22
4) Ilizarov	1, 60

8. U slučaj odnosa koeficijena uticaja metoda 1:2:3 ukupan rang stabilnosti fiksatora, a koristeći gore navedeni ist algoritam je:

1) Mitković M20	0,87
2)Charnely	1,03

3) Ortofix	1,30
4) Ilizarev	1,58

9. U slučaj odnosa koeficijena uticaja metoda 1:1:5 ukupan rang stabilnosti fiksatora je:

1) Mitkovic M20	1,49
2)Charnely	1,99
3)Ortofix	2,13
4) Ilizarev	2,72

Gore navedena ispitivanja fiksatora, pokazuju da najbolju biomehaničku stabilnost (dilataciju klinova, odnosno Kiršnerica) u antero-posteriornoj, latero-lateralnoj ravni, kod kominutivnih preloma sa ili bez koštanog defekta ima fiksator :

- 1) MITKOVIC M20 (sa konvergentno postavljenim klinovima),
- 2) CHARNELY (sa klinovima postavljenim bilateralno u dvije ravni),
- 3) ORTOFIX (sa klinovima u jednoj ravni - unilateralan) i
- 4) ILIZAROV (sa žicama postavljenim u prsten).

LITERATURA

1. A. A. Fernandez (Britis. Hosp., Montevideo, Uruguay); External Fixation of the Leg Using Unilateral Bipolar Frames, Arch. Orthop. Trauma Surg.104:182- 186, Septembar 1985.
2. A.E.Goodship and J. Kenwright (Univ. of Bristol,Engnd): The Influence of Induced Micromovement upon the Healing of Experimental Tibial Fractures, J. Bone Joint Surg. (Br.67-B:650 - 655,August 1985.
3. A. Ganel, M. Heim, and I. Farne (Tel Aviv Univ.): Asymetric Epiphyseal Distraction of Blount's Disease; Ortop. Rev.15:237 - 240 , April 1986.
4. By James E. Carpenter,M.D.; John A. Hipp. Ph. D.; Tobin N. Gerhart, M.D.; Christopher G. Rudman, Ph.D.A. 1992. Failure of Growth Hormone to Alter the Biomechanics of Fracture-Healing in a Rabbit Model. Copyright 1992 by The Journal of Bone and Joint Surgery, Vol 74-A, No.359 - 366.
5. Bum C. and Stober R., (1987). Knochentransplantation bei der posttraumatischen Oseti. In: Wolter D. and Jungbluth K. -H. (Eds)Wissenschaftliche und klinische Aspekte der Knochentransplantation, Hefte Unfallheilkunde, Heft185, Springer Berlin Heidelberg, pp 240-247.
6. Betz A., Baumgart R., Hierner R. et al (1991). Der programmierbare Marknagel zur Extremitätenverlängerung und Segmentverschiebung mittels Kallusdistraction. Hefte zur Unfallheilkunde, (submitted 1991).
7. Baudel J., Panconi P., Schoofs M., et al. (1983). The composite fibula and soleus transfer, *Int. J. Microsurgery.* ,5, 10-26.
8. Ch. Eggers, M. D., P. J. Meeder, M. D.: **Biological principles of autogenous bone grafting**, INJURY, Volume 25, Supplement 1(1994), S-A21-S-A26.
9. Dauniaux H. (1986)Transpedicularrepositioning and spongyoplasti in fractures of the vertebral bodies of the lower thoracic and lumbar spine, Unfallchirurg, 89(5), 197-213.
10. Dellinger E. R, Miller S. D., Weitz M. I. et al (1988). Risk of infection after open fracture of the arm. or leg. Arch. Surg. 123:1320-1327.
11. Evans C., Me Laren M., and Shearer R. J.: External fixation of fractures of the tibia: Clinical experience of a new device, Injury, 18:73, 1988.
12. Eggers Ch., P. J. Meeder, 1994The differential treatment of bone defects using autogenous grafts, In *ju^*, Volumen 25, Supplement 1, S-A21-S-A27.
13. Ustilo R. B. (1982)Management of open fractures and their complications Saunders, Philadelphia (Monographs in Clinical Orthopedics, Vol 14).
14. Grubor P. Uloga spoljne fiksacije u zbrinjavanju ratne rane, Glas Srpski 1996, Banja Luka.
15. Grubor P. Mitkovic M. Application of external fixation Mitkovic in The treatment of war wound of anatomic and Surgical humerus neck, XII International Congress of emergency surgery and intensive care, Oslo. 1995, 73-74.
16. Grubor P. Mitkovic M. Polivalent Application of the external fixation Mitkovic in war and peacetime trauma, XII International congress of Surgical and intensive care, Oslo 1995, 74 - 75.
17. Grubor P. Mitkovic fiksator in war injury of femur, SICOT 96, Amsterdam, 89-98.
18. Grubor P. Fixator Mitkovic in trauma of pelvis SICOT 96, Amsterdam 89, 90.

19. Grubor P. A racional **tractmant** of the war wond of **the** lower leg **using** Mitkovich fixator and **Sarmient**, s čast, 2en Central European Congress, Budimpešta, 1998, ARTROF, 76-77.
20. G. De Bastiani, R. Aldegheri, and L. Renzi Brivio (Univ. of Verona Italy): Dinamic Axial Ficsalion: A Rational Alternative for the Extemal Fixation of fractures, Int. Orthop. 10:95-99, June 1986.
21. Govanni De Bastiani, Roberto Aldegheri, and Lodovico Renzi Brivio (tmiv. of Verona): Tretmant of Fractures With a Dvnamic Axial Fixator; J.Bone Joinl Surg.(Br.) 66-B: 538 - 545, August 1984.
22. Ilizarov G. A.: Zakriti kompresiono distrak-tioni i osteosinlez loznih sustov po metodi G. A. Iliza-rova, Metodiceskoe posobie, Kurgan, 23, 1971.
23. Ilizarov G. A. Osnovni principi crezkostnogo kompresionogo i distractionogo osleosinthesa, Ortoped. Traum, 11:7, 1971.
24. Ilizarov G. A.: Rompresioni i distractioni os-teosintez aparatom G. A. Ilizarova, Metodiceskie ukaza-nija, 23, 1971.
25. John F. Connolly, Walter W. Hurman, Louis Lippiello, and Ram Pankaj (Univ. of Nebraska at Omaha): Epiphvsial Traction to Correct Asquired Grawth De-fonities: An Animal and Clinical Investigation, clin. Orthop. 202:258 - 268, Januari 1986.
26. Kosanović M.: Vrednovanje liječenja otvo-renih prijeloma potkoljenice primjenom različitih tipova vanjskih fiksatera, Magistarski rad, Medicinski fakultet, Zagreb, 2986.
27. Lammens J. FabrzG (1992). Reconslruction of bony defecls using the Ilizarov bone transport technique, Arch Orthop trauma surger 111: 70 - 2.
28. Mitković Milorad: Spoljnja fiksacija u trauma tologiji, razvoj i primjena aparata autora, Prosveta, Niš, 1992.
29. Popović dr Zoran: Rigidna osteosinteza AO Pločicom i spongioplastica po Phemisteru u sekundar nom liječenju dijafizarnih strelnih preloma, Doktorska disertacija, Beograd 1996.
30. Rvoichi Shiba, Edmund Y. S. Chao, and **Rob-erta** Kasman (Mayo Clinic); Fatigue Properties of the Hoffmann-Vidal Extemal Fixation Apparatus, Orthope-dics 7:443 - 456, March 1984.
31. Sarmiento A. (1990). Personal communication, Munchen Octobar 1990.
32. Urist M. R, and Johnoson R. V.: IVCalcification and Ossification The Healing of fractures in man Under Clinical Conditiones, J. Bone Joint Surg., 25375, 1983.
33. Weiland AJ, Daniel RK. (1979). Microvascular anastomoses for bone grafts in the tretment of massive defects in bone, J Bone Joint Surg(Am) 61: 98 - 104.

IMPORTANCE OF BIOMECHANICAL CHARACTERISTICS OF EXTERNAL FIXATOR IN MEDICAL TREATMENT OF MULTIFRAGMENTAL FRACTURES AND BONE DEFECTS

Predrag Grubor¹, Milorad Mitković² Rade Tanjga³

Orthopaedic and Traumatology clinic, Banja Luka, Faculty of Medicine, Niš, Faculty of Medicine, Banja Luka

SUMMARY

In this paper authors compare the bio-mechanical characteristics of the external fixation devices: Ortofix- unilateral device in one plane; Mitkovich M20 - unilateral device with convergent orientation of the pins; Charnely - bilateral device with pins placed in two planes; Ilizarov external fixation device - circular external fixation device with Kirschner wires and rings.

The aim of the work was to reach the scientific truth : which type of the external fixation devices offers the best solution in the treatment of the comminutive diaphyseal fractures with or without bone defects.

For determination of the methodology for the investigation of the bio-mechanical characteristics we used: mathematics-computer(software), a physical model made of iuvidur and then clinical sample which consisted of 87 injured bones, which were treated by application of the one above listed external fixation devices.

Determination of the total range of stability of the above listed external fixation devices, based on the results achieved by using software, iuvidure model and clinical material, is obtained through the application of the algorithmic calculations and by method of the minimal median value. The investigations carried out indicate that the best (and the most standard) bio-mechanical stability in the AP and LL planes possesses Mitkovich M20, then Charnley, Ortofix and Ilizarov external fixation device.

***Key words:* External fixation, biomechanics, range of stability**