

# E xperimentální A nalýza N apětí 2005

## VYUŽITÍ BIOMECHANIKY V ÚRAZOVÉ CHIRURGII

### APPLICATION OF BIO-MECHANICS IN TRAUMATOLOGY

Leopold Pleva<sup>1</sup>, Karel Rozum<sup>2</sup>, Filip Kovařík<sup>3</sup>, Roman Stacha<sup>4</sup>

#### Abstract

*Department of production machines and desing on faculty of mechanical engineering VŠB - TU Ostrava collaborates at development of external fixators for treatment of open unstable fractures with Trauma Centre of the Faculty Hospital in Ostrava - Poruba. A number of different types of external fixators for treatment of unstable fractures in the crus area are used in our country and in foreing countries. In the last years experimental biomechanics measuring on fixator which was developed in collaboration with Trauma Centre namely on circular type MCD was made. Department also deals with modelling of biomechanics of this fixator by means of computer techniques. Comparison of results reached experimentally and by means of computer software ANSYS is presented at that contribution.*

*The authors describe their experience in treatment of fractures in cases of serious polytrauma using the method of traumatological damage control (DC). The advantages of external fixators for both temporary and permanent stabilisation of long bone fractures in patients with ISS 40 (Injury Severity Score) were demonstrated on the group of 287 polytraumatised patients, treated at the Trauma Centre of the University Hospital in Ostrava in the years 2002–2003. The method was used in 43 patients with fractures of long bones and pelvis and no case of perioperative imparment to health was noted.*

**Keywords: unstable fractures, external fixator, biomechanics, modelling, SW ANSYS, Damage control in traumatology, polytrauma, complex fractures.**

Otevřené nestabilní zlomeniny, zevní fixátor, biomechanická měření, modelování a SW ANSYS, Damage control úrazové chirurgie, polytrauma, komplexní zlomeniny.

<sup>1</sup>doc. MUDr. Leopold Pleva, CSc.: primář Traumatologického centra FNŠP Ostrava, 17. listopadu 1790, 708 52 Ostrava-Poruba, tel.: +420-59-6985002, e-mail: [leopold.pleva@fnspo.cz](mailto:leopold.pleva@fnspo.cz)

<sup>2</sup> doc. Ing. Karel Rozum, CSc.: Vysoká Škola Báňská – Technická Univerzita Ostrava, 17. listopadu 15, 708 33 Ostrava-Poruba, tel.: +420-59-7323490, e-mail: [karel.rozum@vsb.cz](mailto:karel.rozum@vsb.cz)

ing. Filip Kovařík: Vysoká Škola Báňská – Vysoká Škola Báňská – Technická Univerzita Ostrava, 17. listopadu 15, 708 33 Ostrava-Poruba, [filip.kovarik@seznam.cz](mailto:filip.kovarik@seznam.cz)

ing. Roman Stacha: interní doktorand, VŠB-TU Ostrava, Fakulta strojní, Katedra Výrobních strojů a konstruování, 17. listopadu 15, 708 33 Ostrava-Poruba, e-mail: [roman.stacha@vsb.cz](mailto:roman.stacha@vsb.cz)

## ÚVOD

S narůstajícím počtem vysokoenergetických úrazů při velmi kvalitním přednemocničním lékařském ošetření s rychlou dopravou do traumatologických center, dochází ke zvýšení počtu přivezených těžkých polytraumat s ISS (Injury Severity Score) vyšším než 40. Jedná se o zraněné se závažným poraněním více tělesných systémů, které bezprostředně ohrožují život zraněného. Zatímco u polytraumat s ISS<40 a u závažných monotraumat nebo sdružených poranění končetin se dostávají v posledních letech do popředí principy časného definitivního ošetření zlomenin ETC (early total care), při kterých dochází ke snížení počtu komplikací jak v hojení zlomenin, tak k nižšímu výskytu infekce, Trenz [1993] prokázal, že u polytraumat s ISS>40, kde se opozdila definitivní stabilizace zlomenin dlouhých kostí, dosahuje lepší výsledky léčby. Doporučil proto u těchto polytraumat v první akutní fázi dočasnou stabilizaci zlomenin dlouhých kostí zevní fixací, jako stabilizaci provizorní – damage control orthopaedic (DC) a definitivní osteosyntézu pak provádět až po celkové stabilizaci zdravotního stavu polytraumatizovaného pacienta. K podobnému závěru došli i Bossi a Kellam. K dočasné urgentní stabilizaci zlomenin u těchto polytraumat doporučují uvedení autoři použití zevních fixátorů pro jejich možnost rychlé aplikace s minimální peroperační zátěží poraněného.

## METODIKA A KLINICKÝ SOUBOR

V letech 2002–2003 bylo na Traumatologickém centru FNŠP v Ostravě ošetřeno 287 polytraumat s ISS>17 (tab. 1).

Tab. 1

Polytraumata v letech 2002–2003

ISS	počet
<b>17–25</b>	<i>136</i>
<b>26–39</b>	<i>84</i>
<b>ISS&gt;40</b>	<i>67</i>

Nejčastějším poraněním bylo poranění hrudníku 64,8 %, následovalo poranění CNS v 54,7 %, a břicha 26,5 %. Poranění pánve s hemodynamickou nestabilitou se vyskytlo u 22 polytraumat. Končetinová poranění se vyskytla u 200 polytraumat a nejčastěji se jednalo o zlomeniny bérce 64, femuru 67, humeru 25, a předloktí 44. Otevřených zlomenin bylo 19 %. Při ošetřování zlomenin u polytraumat s ISS< 40 byla provedena časná osteosyntéza (ETC). U zlomenin zavřených a otevřených I. a II. stupně nejčastěji intramedulární nepředvrtanou osteosyntézou (IMN) a u otevřených zlomenin III. a IV. stupně pak osteosyntéza zevními fixátory, nejčastěji kruhového typu MCD Ostrava (modifikovaný kompresně-distrakční aparát) (obr. 1), který byl vyvinut na Traumatologickém centru FNŠP v Ostravě ve spolupráci s Katedrou výrobních spojů a konstruování VŠB TU Ostrava.



Tento fixátor je v praxi s dobrými výsledky využíván na několika pracovištích v České a Slovenské republice. Na tomto fixátoru byla v laboratoři katedry provedena biomechanická měření s cílem ověřit pevnostní parametry fixátoru. Pro ověření získaných údajů a vzhledem k tomu, že některé hodnoty, které jsou zajímavé z technického hlediska avšak experimentálním měřením těžce měřitelné byly ověřovány parametry fixátoru MCD modelováním pomocí výpočetní techniky a programu ANSYS.

Obr. 1 Pohled

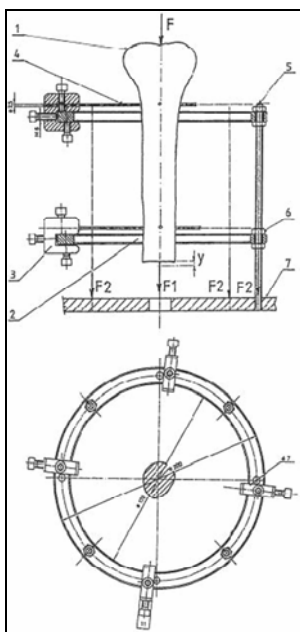
Jako základ pro měření byla vzata polovina fixátoru (obr. 2) s reálnou kostí, na rozdíl od údajů z literatury, kdy bylo rovněž měřeno na polovině fixátoru, ale s dřevěným modelem kosti. Ve fixátoru byla kost uchycena tak, jako v praxi pomocí čtyř Kirschnerových (Ki) drátů *pol. 3*, třmeny byly uchyceny pomocí šroubů ke kruhům *pol. 2*.

Oba kruhy fixátoru byly propojeny pomocí rozpěrných tyčí *pol. 5* a matic *pol. 6*. Fixátor byl uchycen (vetknut) k základové desce *pol. 7*. Otvor v základové desce *pol. 7* sloužil pro umístění měřicího zařízení – snímání posuvu  $y$  a přenášené síly  $F_1$ .

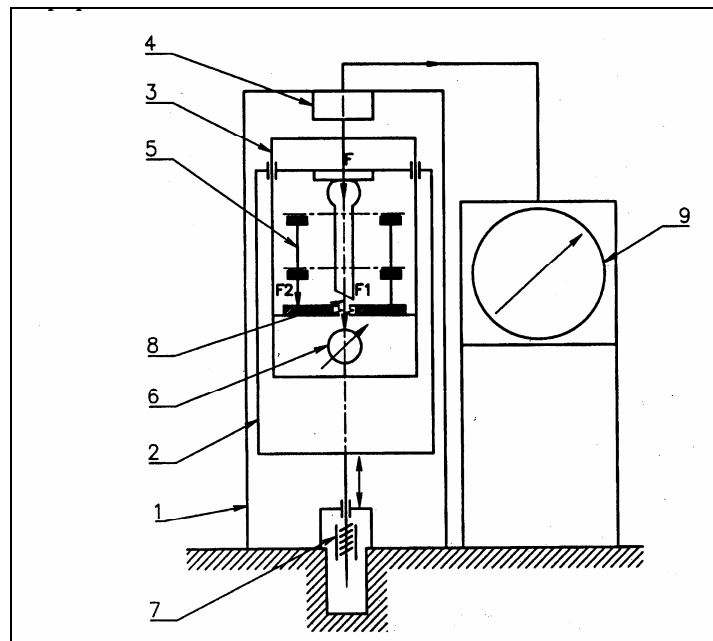
Pro stanovení napínací síly v drátech *pol. 4* fixátoru byly navrženy a použity čtyři tenzometrické snímače (rozsah 0 – 1 kN), vždy jeden snímač pro jeden drát.

Princip přenosu zatěžující síly  $F$  přes fixátor a kost je na obr. 2. Část síly přenáší přes Ki dráty, nosné kruhy a rozpěrné tyče (síla  $F_2$ ), zbývající část síly  $F$  je přenášena kostí (síla  $F_1$ ).

Pro vyvozování základní zatěžující síly  $F$  na kost bylo použito laboratorní zkušební zařízení typ ZD 10/90. Schéma uchycení fixátoru ve zkušebním zařízení ukazuje obr. 3. V pevném základním rámu *pol. 1* je umístěna pohyblivá část zařízení *pol. 2* s pohonem *pol. 7*, pomocí kterého se vyvozuje zatěžující síla  $F$ . Fixátor s kostí se vložil do dalšího pevného rámu *pol. 3*, zavěšeného přes silový snímač *pol. 4* na základní, pevný rám *pol. 1*. Signál ze snímače *pol. 4* se přenáší na ukazovací a registrační zařízení *pol. 9*. Pro snímání posuvu kosti  $\gamma$  a síly  $F_1$  byl použit dynamometrický snímač *pol. 6* (rozsah 0 – 600 N), umístěný pod fixátorem na pevné části *pol. 3* a propojený s kostí stavitelnou rozpěrnou tyčinkou *pol. 8* (obr. 4).



Obr. 2  
Princip měření na zevním fixátoru MCD



Obr. 3  
Schéma uchycení fixátoru ve zkušebním zařízení ZD 10/90



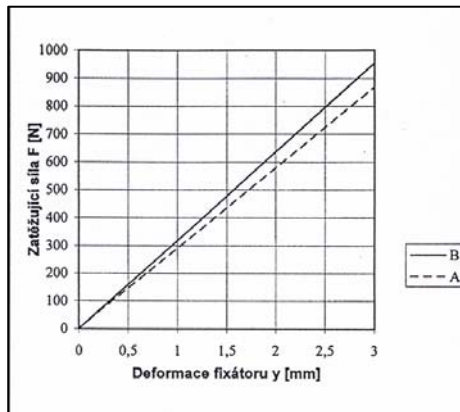
Při měření byla sledována závislost deformace  $\gamma$  na zatěžující síle  $F$ . Před měřením byly u fixátoru nataženy všechny čtyři dráty, každý napínací silou 600 N.

Na laboratorním zkušebním zařízení se postupně vyvozovala zatěžující síla  $F$  v hodnotách 200, 300, 400, 500, 600, 700 a 800 N a odečítala se deformace dynamometru  $\gamma$  v dílcích stupnice číselníkového úchylkoměru.

Obr. 4

Po tomto měření bylo u fixátoru provedeno „napružení“ tzn., že horní nosný kruh byl posunut dále vůči spodnímu pomocí stavěcích matic o 1 mm. Princip měření byl obdobný jako v předchozím případě.

Naměřené hodnoty závislosti zatěžující síly  $F$  a deformace fixátoru  $\gamma$  před A a po jeho „napružení“ B jsou uvedeny na obr. 5.



Naměřené hodnoty závislosti zatěžující síly  $F$  a deformace fixátoru  $\gamma$  před A a po jeho „napružení“ B jsou uvedeny na obr. 5.

Obr. 5

Závislost zatěžující síly  $F$  a deformace fixátoru (MCD)  $\gamma$  před A a po B „distrakcí“

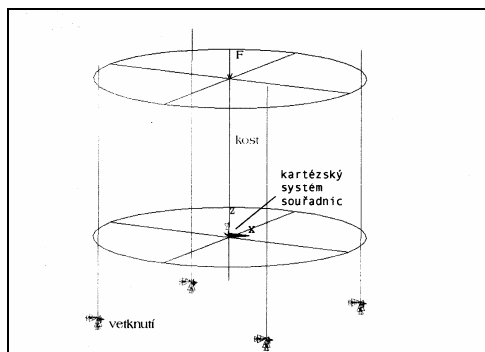
## Modelování zevního fixátoru MCD v programu ANSYS

Pro zjištění dalších pevnostních charakteristik fixátoru jsme přistoupili k modelování zevního fixátoru v programu ANSYS. Při modelování jsme postupovali tak, abychom se co nejvíce přiblížili výsledkům experimentálním, tzn. modelovali jsme jen polovinu fixátoru.

Model fixátoru jsme vytvořili nejprve co nejjednodušší, abychom si ověřili jeho chování. To znamená, že jsme použili prvky BEAM 3-D Elastic Beam, který svými vlastnostmi (šířkou, výškou, délkou, kvadratickými momenty ploch) zcela dostatečně pokryje prostorovost úlohy. Prvek je dvouuzlový. Celkový počet elementů, ze kterých je fixátor tvořen, je 154.

Na druhou stranu tento prvek neumožňuje zohlednit fakt, že funkční délka  $K_i$  drátů procházejících kostí není totožná s roztečným průměrem prstenců. Proto byly vytvořeny dva modely, kdy první měl roztečný průměr prstenců shodný s fyzickým fixátorem, druhý měl roztečný průměr odpovídající funkční délce  $K_i$  drátů.

Vytvořený matematický model (obr. 6) se svým vzhledem liší od skutečného fixátoru (obr. 1).



Obr. 6

Matematický model fixátoru MCD vytvořený v programu ANSYS

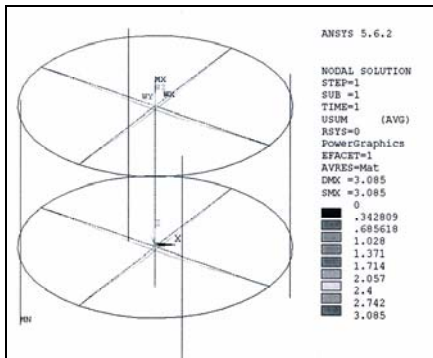
Na obr. 7 je vidět, jak se fixátor deformuje při zatížení silou 600 N. Maximální průhyb je pod kostí ve směru osy  $z$  a jeho hodnota je 3,085 mm.

Z dosažených výsledků je zřejmé, že právě druhý model více odpovídá skutečnosti, neboť k maximálnímu namáhání dochází právě na  $K_i$  drátech a jejich rozměry jsou tedy určující.

Dále v těchto modelech bylo použito značného zjednodušení tvaru kosti, kdy jsme použili náhradu kruhovým průřezem, což samozřejmě neodpovídá skutečnosti, ale k dosažení prvních výsledků je tato náhrada postačující.

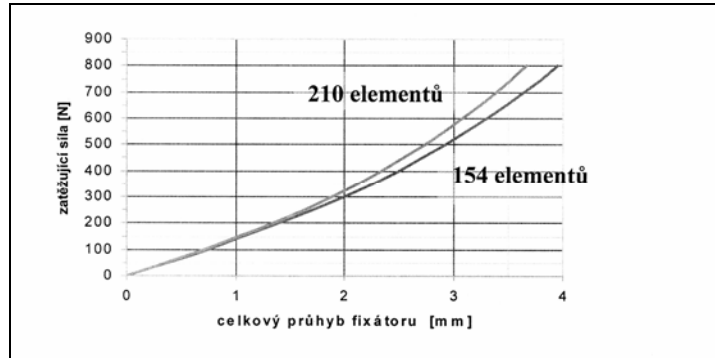
K dalšímu přiblížení matematického modulu jsme provedli „zhuštění sítě elementů“. Nyní tvoří matematický model 210, oproti původním 154 elementům.

Na obr. 8 je zobrazení obou variant. Je zde celková deformace fixátoru tvořeného 154 elementy i 210 elementy.



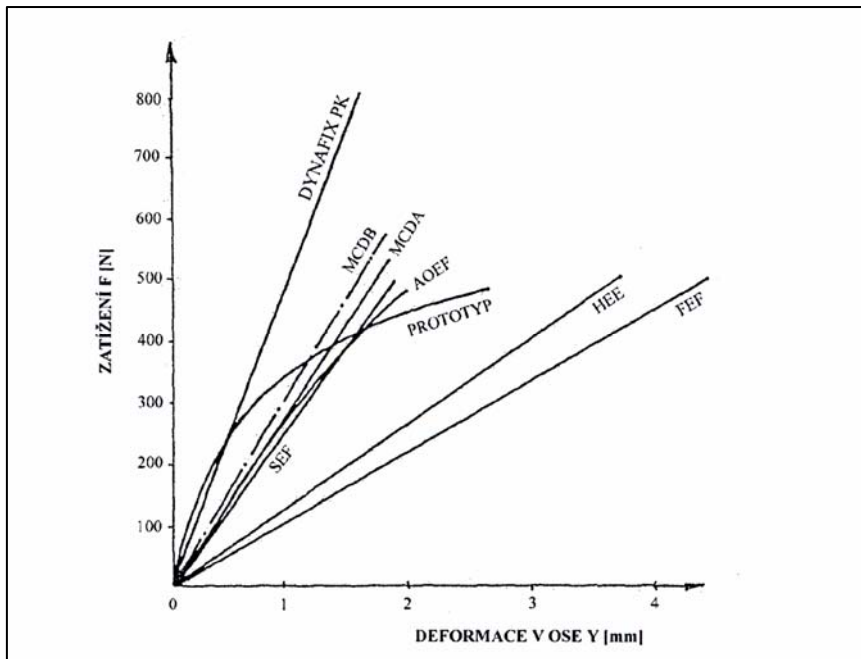
Obr. 7

Výsledný průhyb fixátoru MCD při zatížení silou 600 N



Obr. 8 Graf vlivu počtu elementů fixátoru na deformaci

Na obr. 9 je graf, který znázorňuje deformaci námi zkoumaného fixátoru MCD v porovnání s několika dalšími fixátory.



Obr. 9

Deformace různých typů fixátorů v závislosti na zatěžující síle

Z technického hlediska pak úkolem práce bylo dosažení co nejvíce možných technických výsledků, které mají cennou vypovídající hodnotu především v oblasti medicínského použití a které plynule navazují na použití v lékařské praxi. Experimentálním měřením jsme získali cenné výsledky, díky nimž jsme mohli provést prvotní návrh matematického modelu.

Jisté rozdíly ve výsledcích mohou být zapříčiněny jednoduchostí modelu a použitím tabulkových hodnot materiálu kosti.

Nyní je výzkumem dále upřesňován model jak fixátoru tak kosti. Dalším krokem, kromě výpočtu hodnot, které nás zajímají, je vytvoření matematického modelu, který by byl tvořen

prvky SOLID, čímž bychom zajistili i onu problematickou prostorovost modelu, která je omezena použitím prvku BEAM.

### **Klinický soubor**

V ošetřování hemodynamicky nestabilních pacientů se zlomeninou pánve a u polytraumat s ISS>40 plně využíváme metody damage control ortopedie, kdy zlomeniny dočasně fixujeme v první době zevními fixátory, a to u zlomenin pánve buď svorkového typu nebo ZF Dynafix (obr. 10, 11), unilaterálního typu u zlomenin femuru a u zlomenin bérce pak s výhodou používáme kruhové fixátory MCD typu (obr. 12, 13).



Obr. 10



Obr. 11

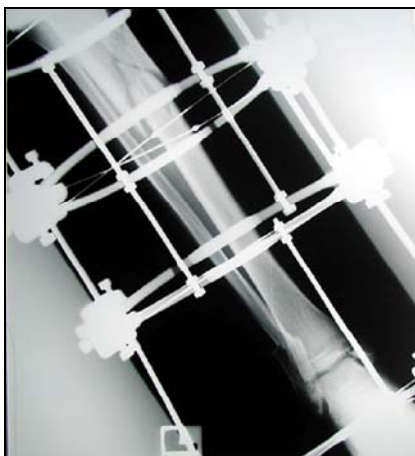


Obr. 12



Obr. 13

Zevní fixátory MCD typu se osvědčily nejen jako dočasná fixace zlomenin v rámci damage control, ale i jako stabilizace zlomenin definitivní, neboť tento typ fixátoru umožňuje postupnou repozici zlomeniny a její stabilizaci s osovou i příčně boční kompresí, kterou s výhodou využíváme, hlavně u otevřených zlomenin a zlomenin intraartikulárních (obr. 14).



Obr. 14



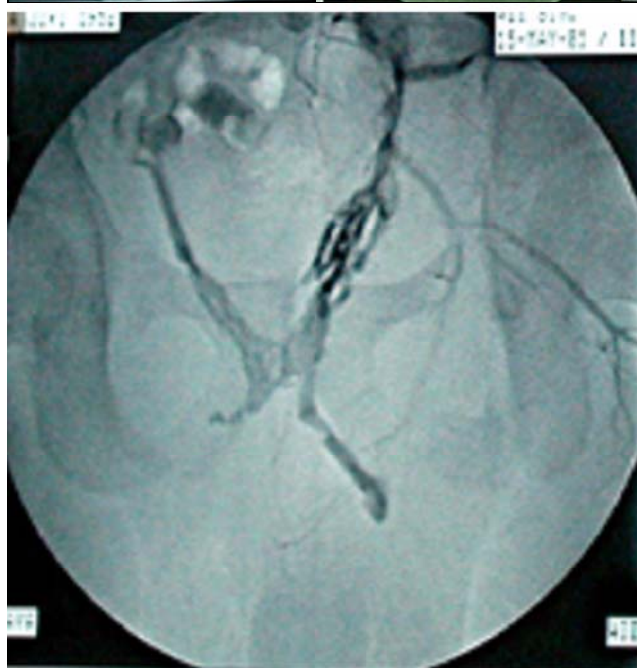
Obr. 15

S narůstajícím počtem instabilních zlomenin pánve dochází i k zvýšenému výskytu hemodynamicky nestabilních pacientů, kteří jsou vitálně ohroženi hemoragickým šokem, nejčastěji krvácením z pánevních plexů, měkkých tkání ale i kostí, kdy urgentní aplikace pánevní C svorky, nebo pánevního zevního fixátoru, je mnohdy život zachraňující výkon. Proto se snažíme aby byla pánevní svorka nebo zevní fixátor aplikovány nejpozději do 10–15 minut od přijetí, a to i na akutním příjmu (obr. 15).

Pokud krvácení z poraněné pánve i po aplikaci pánevní svorky pokračuje, je nezbytné provést urgentní extraperitoneální tamponádu pánve, kterou po 36–48 hodin odstraňujeme (obr. 16). Pokračující pánevní krvácení můžeme také ošetřit embolizační technikou nebo oboustrannou ligaturou vnitřních ilických tepen (obr. 17).



Obr. 16



Obr. 17  
Embolizace krvácejících pánevních tepen

V ojedinělých případech však ani včasná operační revize s tamponádou nezabrání irreversibilnímu hemoragickému šoku. V letech 2002–2003 jsme ošetřili na našem pracovišti 33 nestabilních zlomenin pánve, z toho 13x typu Pennal B a Pennal C 20x, kdy ve dvou případech jsme k dočasné stabilizaci použili pánevní C svorku, z toho 1x úspěšně a v jednom případě i přes tamponádu a následnou operační revizi byl náš operační výkon neúspěšný a nemocná zemřela na hemoragický šok na operačním sále. Ve zbývajících případech jsme ke stabilizaci zlomeniny pánve použili zevní fixaci u typu Pennal B jako ošetření definitivní a Pennal C v 10 případech jako stabilizaci dočasnou (tab. 3).

Tab. 2  
Počty osteosyntéz u polytraumat 2002–2003

zlomenina	ZF (zevní fixace)	IMN
<b>Femur</b>	3	64
<b>Bérec</b>	22	42
<b>Noha</b>	3	-

<b>Humerus</b>	2	7
<b>Předloktí</b>	10	11
<b>Pánev</b>	22	

Tab. 3

Polytrauma ISS>40 DAMAGE CONTROL	2002	2003
<b>Pánev</b>	8	13
<b>Femur</b>	4	3
<b>Bérec</b>	6	9
<b>Celkem DC=43</b>	18	25

## ZÁVĚR

Na Traumatologickém centru FNsP Ostrava se již 10 let snažíme u těžkých polytraumatizovaných pacientů akutně stabilizovat zlomeniny zevními fixátory, a to při zlomeninách pánve typu Dynafix PK a na dolní i horní končetině pak zevními fixátory kruhového typu, a to současně v týmové spolupráci nejčastěji s neurochirurgickým týmem při ošetřování poranění CNS. V posledních dvou letech k dočasné stabilizaci pánve používáme také pánevní svorku a při zlomeninách stehenní kosti v proximální části používáme i unilaterální zevní fixátor. U ostatních typů zlomenin pak používáme jednoduché kruhové zevní fixátory MCD typu, nejprve jako stabilizaci dočasnou, kdy fixujeme zlomeninu Ki dráty pouze do krajních kruhů MCD aparátu, a po stabilizaci celkového stavu pacienta provádíme doplnění fixace na definitivní stabilizaci zlomeniny, a to aplikací tažných Ki drátů do středních kruhů MCD aparátu. Tyto tažné Ki dráty umožňují dodatečnou repozici zlomeniny a stabilizaci jednotlivých interfragmentů zlomeniny s jejich příčně boční kompresí. Vzhledem k tomu, že MCD aparáty jsou již předem smontovány podle různých velikostí a délek netrvá jejich aplikace více než 10–15 minut (tzn. aplikace dvou Ki drátů do proximálního a dvou Ki drátů do distálního kruhu) (obr. 18).



Obr. 18

Vzhledem k tomu, že jsme se během 20 let nesetkali s peroperačním zhoršením zdravotního stavu polytraumatizovaného pacienta při akutní aplikaci zevního fixátoru, snažíme se u všech polytraumat aplikovat ZF akutně v multioborové spolupráci současně s ošetřováním život ohrožujícího poranění. Současně ve spolupráci s Technickou Univerzitou VŠB v Ostravě i nadále spolupracujeme na vývoji dalších typů zevních fixátorů, které postupně zavádíme do praxe.

## LITERATURA

1. BARTONÍČEK, J., DOSKOČIL, M., HEŘT, J. *Chirurgická anatomie velkých končetinových kloubů*. 2. vyd. Praha: Avicenum, 1991. 276 s.



2. BOWKER, P., CONDIE, DN. et al. Biomechanical Basis of Orthotic Management. *Butterworth – Heinemann*. 1993, s. 70–79.
3. HIERHOLZER, G. *Manual on the AO/ASIF Tubular External Fixator*. Berlin: Springer-Verlag, 1985. 100 s.
4. CHMELOVÁ, J., PLEVA, L.: Perkutánní fixace zlomenin pánve pod CT kontrolou. *Čes. Radiol.*, 56, 2002, č.1. s. 16-20.
5. ILIZAROV, GA. *Transosseous osteosynthesis* Berlin: Springer-Verlag, 1992. 800 p.
6. JAHNA, H., WITTICH, H. *Konservative Methoden in der Frakturbehandlung*. Wien: Urban & Schwarzenberg, 1985. 551 p.
7. KIM, WY., HEARN, TC. Effect of Pin Location on Stability of Pelvic External Fixation. *Clin Orthop*. 361, 1999, 4, s. 237–244.
8. KITKA, M. *Kryté osteosyntézy humeru*. Košice: Royal Unicorn, 2000. 80 s.
9. KITKA, M. *Diafyzárne zlomeniny predlaktia*. Košice: Royal Unicorn, 2000. 87 s.
10. KRAUS, E., SCHICKEWER, W. Biomechanische Untersuchungen zur Stabilität interner Osteosyntheseverfahren am hinteren Beckenring. *Akt Traumatol.*, 29, 1999, 2, s. 48–53.
11. LIU, J. et al. Strength of the Pin Bone Interface of External Pins in The Iliac Crest. *Clin Orthop*. 310, 1995, 1, s. 237–244.
12. PÍŠKA, M. *Technologie implementace Ki drátů při zevní skeletální fixaci*. Habilitační práce. Brno: VUT, 2000, 218 s.
13. PLEVA L. *Zevní fixace v traumatologii*. 1 vyd. Ostrava: Cicero, 1992. 173 s.
14. PLEVA, L., KLUS, I. Metody damage control úrazové chirurgie u polytraumat. *Úraz. chir.* 12, 2004, 2, s. 1–5.
15. PLEVA, L., ROZUM, K. Zevní fixátor na acetabulum. *Úraz. chir.*, 8, 2000, 2, s. 1–10.
16. PLEVA, L., ROZUM, K., KOPÁČEK, I., PODEŠVA, R. Léčení zlomenin zevní fixací – biomechanická měření. *Úraz. chir.*, 10, 2002, 4, s. 7–12.
17. ROZSYPAL, S. a kol. *Přehled biologie*. 2. vyd. Praha: Scientia, 1998. 642 s.
18. ROZUM, K. a kol. Modelování biomechaniky zevních fixátorů užitím fyzikálního modelu s cílem zdokonalit jejich konstrukci a navrhnout nové principy jejich řešení – dílčí zpráva za rok 1999. Ostrava: VŠB TU, 1999. 16 s.
19. ROZUM, K., PLEVA, L., KOVÁŘ, L., PODEŠVA, R. Modelování biomechaniky zevních fixátorů pro léčbu zlomenin. *Úraz chir.* 10, 2002, 4, 1–6.
20. VALENTA, J. a kol. *Biomechanika*. 1.vyd. Praha: Academia, 1985. 539 s.
21. TROJAN, S. *Tělověda*. 5. vyd. Praha: Avicenum, 1980. 191 s.
22. VÁVRA, P. a kol. *Strojnické tabulky*. 1. vyd. Praha: SNTL, 1983. 671 s.
23. UHTHOFF, HK. *Current Concepts of External Fixation of Fractures*. New York: Springer-Verlag, 1982, 442 s.