Experimentální Analýza Napětí 2003

COMPUTERS SUPPORTING OF THE BIOMECHANICS OF EXTERNAL FIXATORS FOR HEALING FRACTURES

POČÍTAČOVÁ PODPORA BIOMECHANIKY ZEVNÍCH FIXÁTORŮ PRO LÉČBU ZLOMENIN

Karel Rozum, Leopold Pleva, Robert Podešva, Filip Kovařčík, Roman Stacha[1]

Abstract: Department of Production Machines and Design 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 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 experimetally and by means of computer software ANSYS is presented at that contribution.

Key words: unstable fractures, external fixator, biomechanics, modelling, SW ANSYS.

Klíčová slova: nestabilní zlomenina, zevní fixátor, biomechanika, modelování, SW ANSYS.

Úvod

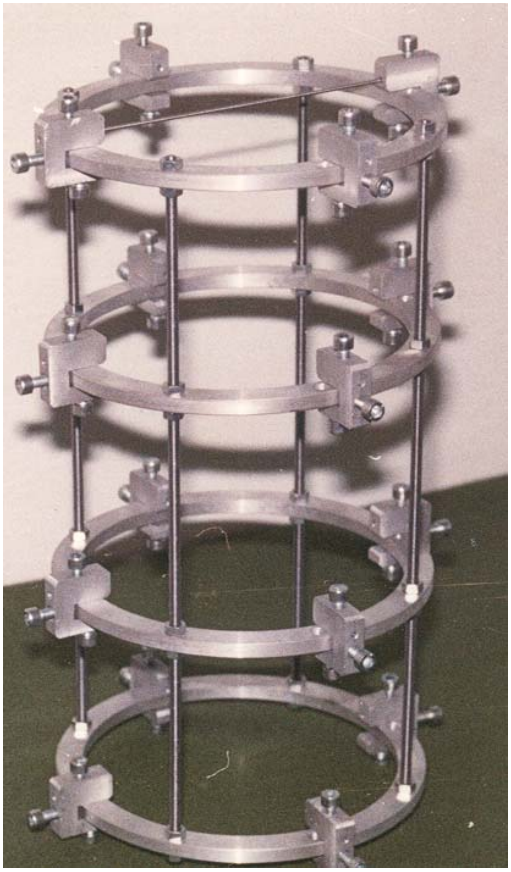
Léčení otevřených zlomenin končetin nestabilního typu je stále nevyřešeným problémem úrazové chirurgie. Jednou z léčebných metod je repozice a stabilizace zlomeniny zevním fixátorem. Pro léčbu nestabilních zlomenin v oblasti bérce se u nás i v zahraničí používá celá řada různých typů zevních fixátorů. Na Traumatologickém centru FNsP Ostrava ve spolupráci s Katedrou výrobních strojů a konstruování VŠB-TU Ostrava byl vyvinut kruhovitý zevní fixátor na bérec pod ozn. MCD. Tento fixátor je v praxi s dobrými výsledky využíván. Na tomto fixátoru byla v laboratoři katedry provedena biomechnická 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 nebo nákladně měřitelné jsou v rámci doktorandské

[1] Doc.Ing. Karel Rozum,CSc., VŠB – TU Ostrava, Fakulta strojní, Katedra Výrobních strojů a konstruování, 17. listopadu 15, 708 33 Ostrava – Poruba, e-mail: karel.rozum@vsb.cz
Doc.MUDr. Leopold Pleva, CSc., primář Traumatologického centra, FNsP, 17. listopadu 1790, 708 52 Ostrava – Poruba, e-mail: leopold.pleva@fnspo.cz
Ing. Robert Podešva, externí doktorand, VŠB – TU Ostrava, Fakulta strojní, Katedra Výrobních strojů a konstruování, 17. listopadu 15, 708 33 Ostrava – Poruba, e-mail: robert.podesva@brose.net
Ing. Roman Stacha, interní doktorand, VŠB – TU Ostrava, Fakulta strojní, Katedra Výrobních strojů a konstruování, 17. listopadu 15, 708 33 Ostrava – Poruba, e-mail: rstacha@yahoo.com
Ing. Filip Kovařčík, interní doktorand, VŠB – TU Ostrava, Fakulta strojní, Katedra Výrobních strojů a konstruování, 17. listopadu 15, 708 33 Ostrava – Poruba, e-mail: filip.kovarcik@seznam.cz

práce ověřovány parametry fixátoru MCD modelováním pomocí výpočetní techniky a programu ANSYS.

1. Biomechanická měření na zevním fixátoru MCD

Pohled na zevní fixátor MCD je uveden na obr. 1

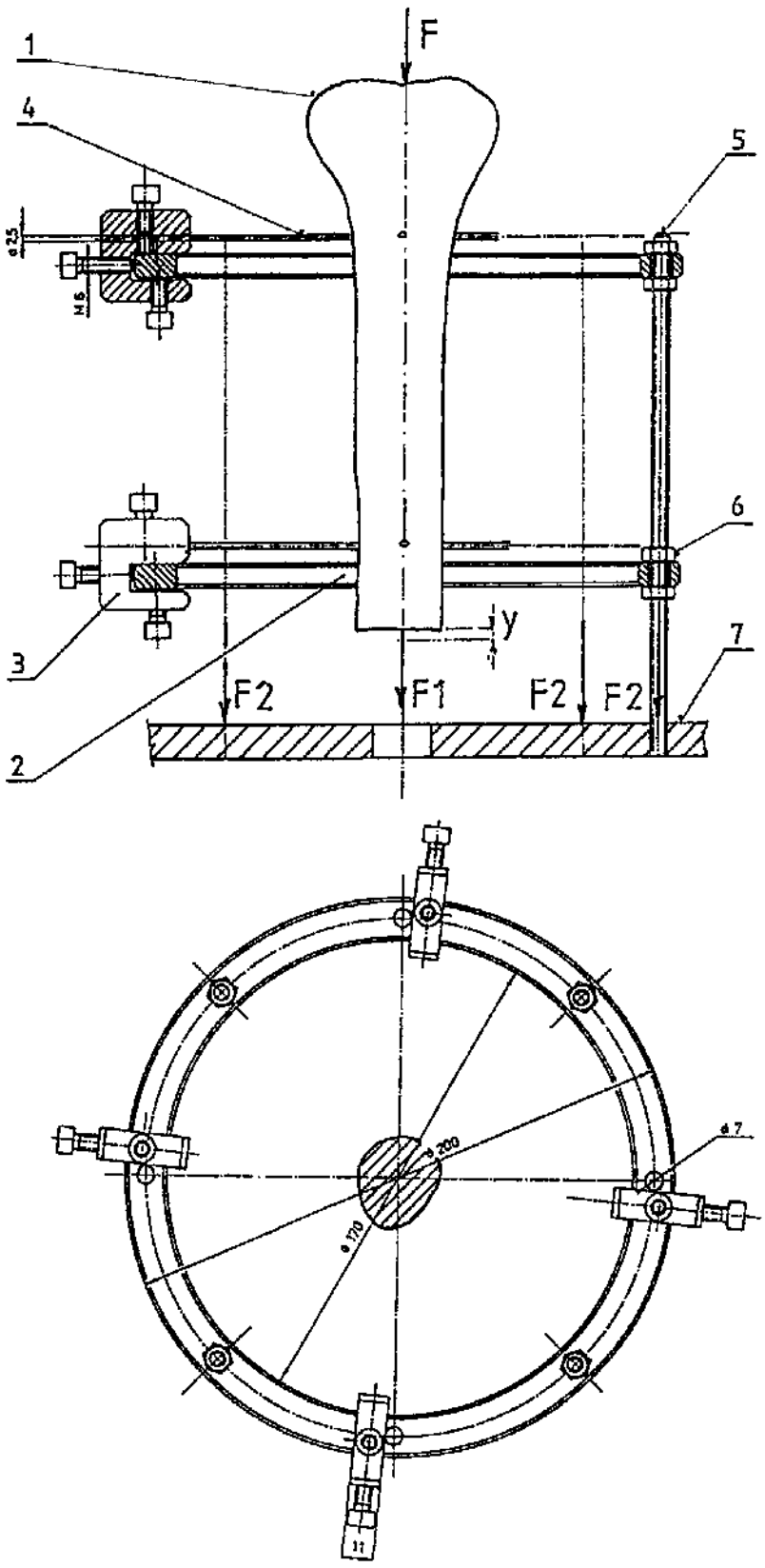


Obr. 1 Zevní fixátor MCD

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 drátů 4 uchycených ve třmenech 3, třmeny byly uchyceny pomocí šroubů k prstencům 2. Oba prstence byly propojeny pomocí rozpěrných tyčí 5 a matic 6. Vzdálenost horního prstence od základové desky 7 byla 165 mm, vzdálenost mezi horním a spodním prstencem byla 115 mm. Fixátor byl uchycen (vetknut) k základové desce 7. Otvor v základové desce 7 sloužil pro umístění měřicího zařízení - snímání posuvu y a přenášené síly F1.

Pro stanovení napínací síly v drátech 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 se přenáší přes dráty, nosné prstence a rozpěrné tyče (síla F2), zbývající část síly F je přenášena kostí (síla F1).



Obr. 2 Princip měření na zevním fixátoru MCD

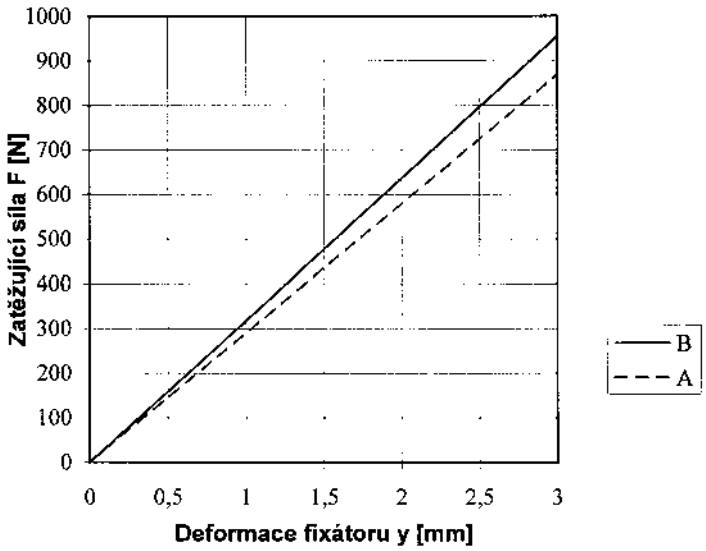
Pro vyvozování základní zatěžující síly F na kost bylo použito laboratorní zkušební zařízení typ ZD 10/90, které je na katedře k dispozici.

Při měření byla sledována závislost deformace y 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 y v dílcích stupnice číselníkového úchylkoměru.

Po tomto měření byla u fixátoru provedena „distrakce“ tzn., že horní nosný prstenec 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 y před A a po „distrakci“ B uvádí graf na obr.3.

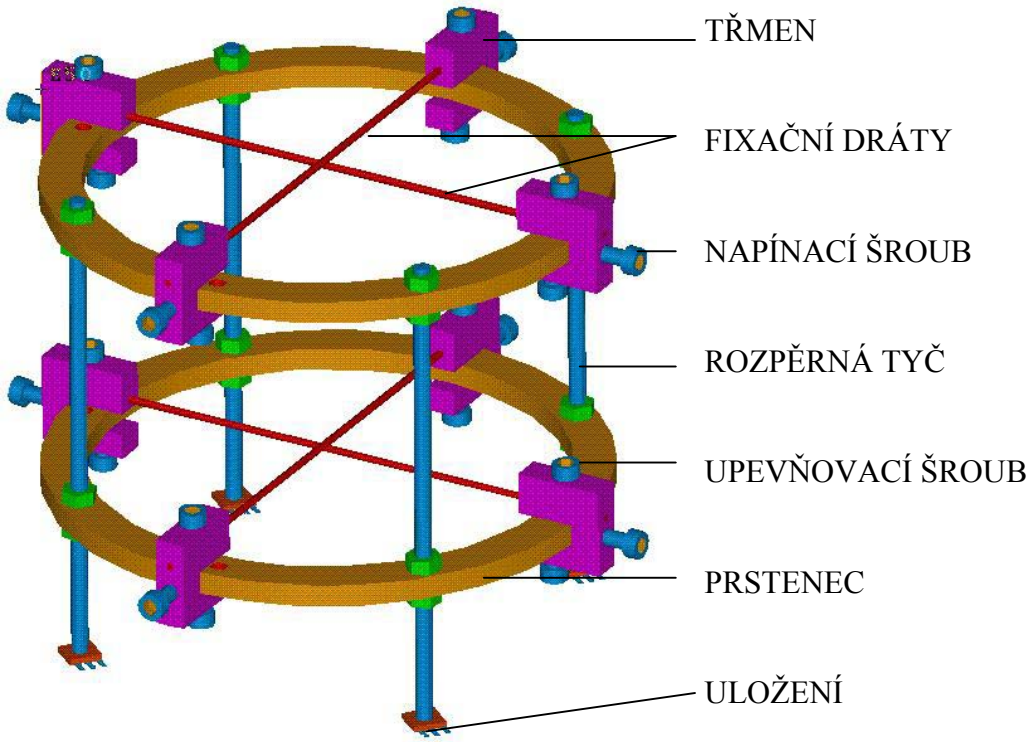


Obr. 3 Graf závislosti zatěžující síly F a deformace fixátoru (MCD) y před A a po B „distrakci“

2. 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 (obr. 4).

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.



Obr. 4 Model fixátoru MCD vytvořený v programu I-DEAS¨

Na druhou stranu tento prvek neumožňuje zohlednit fakt, že funkční délka K-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-drátů.

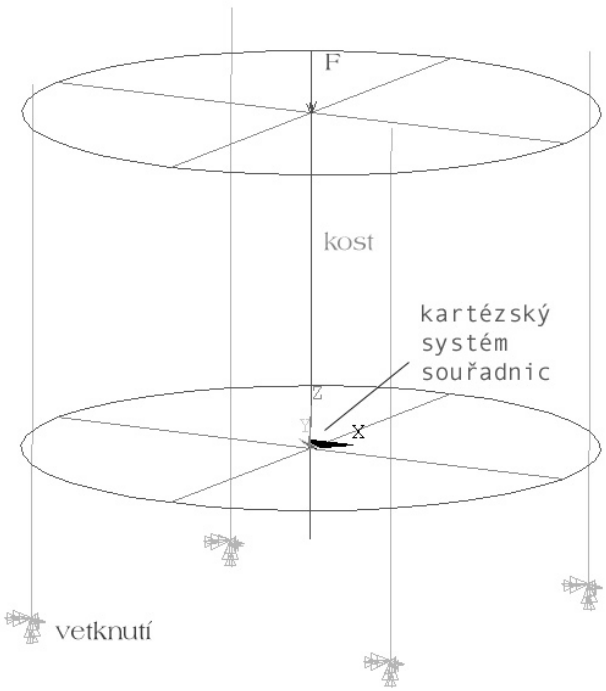
Vytvořený matematický model (obr. 5) se svým vzhledem liší od skutečného fixátoru (obr. 1, 4).

Na obr. 6 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.

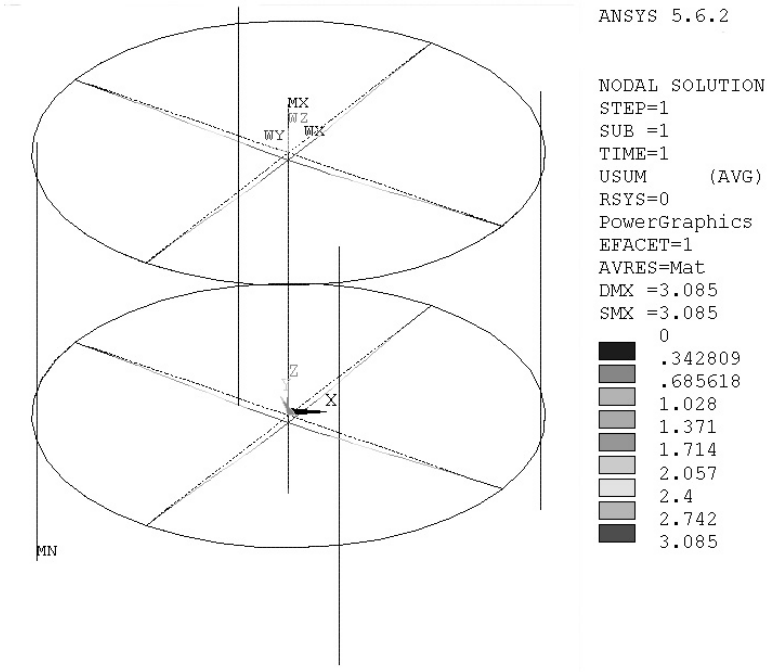
Z dosažených výsledků je zřejmé, že právě druhý model více odpovídá skutečnosti, neboť k maximálnímu namáhání dochází právě na K-drátech a jejich rozměry jsou tedy určující.

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 modelu jsme provedli „zhuštění sítě elementů“. Nyní tvoří matematický model 210, oproti původním 154 elementům.

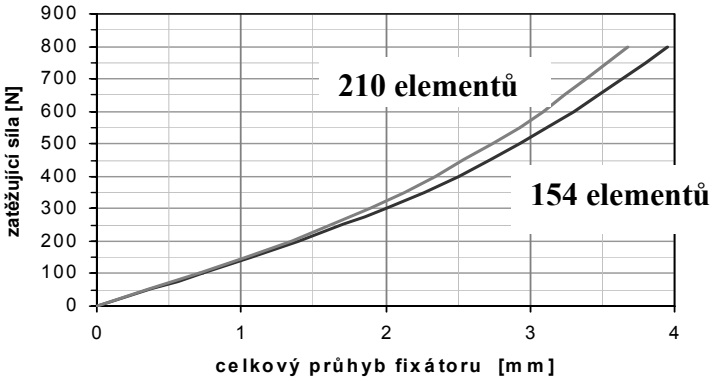


Obr. 5 Matematický model fixátoru MCD vytvořený v programu ANSYS



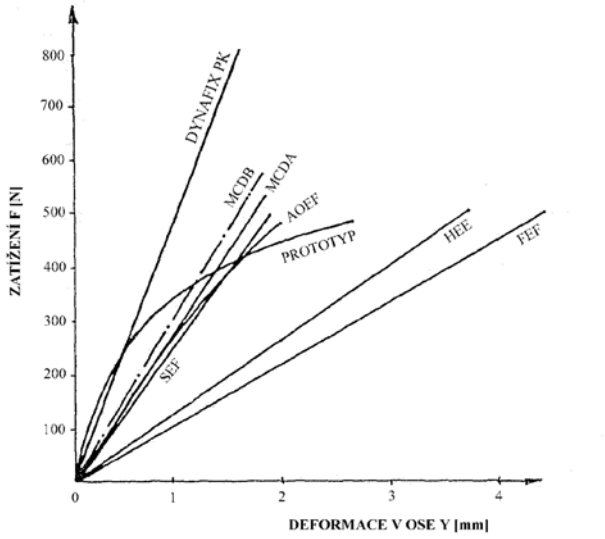
Obr. 6 Výsledný průhyb fixátoru MCD při zatížení silou 600 N

Na obr. 7 je zobrazení obou variant. Je zde celková deformace fixátoru tvořeného 154 elementy i 210 elementy.



Obr. 7 Graf počtu elementů fixátoru na deformaci

Na obr. 8 je graf, který znázorňuje deformaci námi zkoumaného fixátoru MCD v porovnání s několika dalšími fixátory.



Obr. 8 Deformace různých typů fixátorů v závislosti na zatěžující síle

3. Závěr

Úkolem naší práce je dosažení co nejvíce možných výsledků, které mají cennou vypovídající hodnotu především v oblasti technického použití, která plynule navazuje na použití v lékařské praxi. Experimentálním měřením jsme získali cenné výsledky, díky nimž jsme mohli provést prvotní navržení matematického modelu. Jisté rozdíly ve výsledcích mohou být zapříčiněny jednoduchostí modelu a použitím tabulkových hodnot materiálu kosti.

Je 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.

4. Literatura

[1] HANS, K. UNFHOFF: Current Conceps of External Fixation of Fractures, New York, 1982.. 442. s.

[2] BOWKER, P., CONDIE, D. N. et al.: Biomechanical Basis of Orthotic Management. Butterworth – Heinemann, 1993, s. 70 – 79.

[3] HIERHOLZER, G.: Manual on the AO/ASIF Tubular External Fixator, Springer-Verlag, Berlin, 1985.

[4] ILIZAROV, G. A.: Transosseous osteosynthesis, Springer-Verlag, Berlin, 1992, 800 s.

[5] JAHNA, H., WITTICH, H.: Konservative Methoden in der Frakturbehandlung.

[6] KIM, W. Y., HEARN, T. C.: Effect of Pin Location on Stability of Pelvic External Fixation, Clinical Orthopaedics and Related Research, No 361, 1999. s. 237 – 244.

[7] KRAUS, E., SCHICKEWER, W.: Biomechanische Untersuchungen zur Stabilität interner Osteosyntheseverfahren am hinteren Beckenring, Akt. Traumatolog. 29, 1999.

s. 48 – 53.

[8] LIU, J. et al.: Strength of the Pin Bone Interface of External Pins in The Iliac Crest. Clinical Orthopaedics and Related Research, No 310, 1995. s. 237 – 244.

[9] ROZSYPAL, S. a kol.: Přehled biologie. 2. Vydání. Praha, Scientia 1998.

[10] VALENTA, J. a kol.: Biomechanika. 1. Vydání. Praha, Academia 1985.

[11] TROJAN, S.: Tělověda. 5. Vydání. Praha, Avicenum 1980.

[12] VÁVRA, P. a kol.: Strojnické tabulky. 1. Vydání. Praha, SNTL 1983.