

VĚDECKÉ SPISY VYSOKÉHO UČENÍ TECHNICKÉHO V BRNĚ

*Edice Habilitační a inaugurační spisy, sv. 434*

*ISSN 1213-418X*

**Zdeněk Florian**

**VYBRANÉ PROBLÉMY BIOMECHANIKY  
S KLINICKOU APLIKACÍ**

VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ V BRNĚ  
FAKULTA STROJNÍHO INŽENÝRSTVÍ  
Ústav mechaniky těles, mechatroniky a biomechaniky

**Ing. Zdeněk Florian, CSc.**

**VYBRANÉ PROBLÉMY BIOMECHANIKY  
S KLINICKOU APLIKACÍ**

SELECTED PROBLEMS OF BIOMECHANICS  
WITH CLINICAL APPLICATIONS

Teze habilitační práce  
Obor: Aplikovaná mechanika



Brno 2012

Klíčová slova: biomechanika, výpočtové a experimentální modelování, kyčelní spojení, páteř, horní končetina, kostní tkáň, dentální, veterinární

Keywords: biomechanics, computational and experimental modeling, hip connection, spine, upper extremity, bone, dental, veterinary

Místo uložení práce:

práce je uložena na Fakultě strojního inženýrství Vysokého učení technického v Brně

© Zdeněk Florian, 2012

ISBN 978-80-214-4634-2

ISSN 1213-418X

## OBSAH

1. Úvod .....	5
2. Vybrané oblasti a jejich stručná charakteristika .....	5
2.1. Řešení silových poměrů v oblasti kyčelního spojení na úrovni silových výslednic .....	7
2.2. Vybrané problémy spinální chirurgie .....	10
2.2.1. Mechanické vlastnosti krčních páteřních fixátorů.....	10
2.2.2. Biokeramika ve spinální chirurgii .....	13
2.2.3. Biomechanická srovnávací studie páteřní fixátoru (MACS <sup>TL</sup> ) .....	15
2.2.4. Srovnávací experimentální studie thoracolumbálního páteřního fixátoru .....	16
2.2.5. Operační terapie neuromuskulárních deformit .....	17
2.3. Rekonstrukce horní končetiny .....	18
2.3.1. Rekonstrukce ruky .....	18
2.3.2. Rekonstrukce lokte .....	20
2.4. Biomechanické problémy u kovových aloplastik se zhoršenou kvalitou kostní tkáně .....	22
2.4.1. Biomechanická studie namáhání TEP Burch – Schneiderovy dlahy .....	22
2.4.2. Biomechanická studie namáhání TEP kolenního kloubu při úbytku kostní tkáně pod tibialním platem .....	23
2.5. Dentální biomechanika .....	24
2.6. Veterinární biomechanika .....	25
3.0. Soubor uveřejněných prací zahrnutých do habilitační práce .....	27
4.0. Literatura .....	29

## Představení autora



Zdeněk Florian se narodil 11.6.1951 v Brně. Vysokoškolské vzdělání získal v oboru Výrobní stroje a zařízení na Fakultě strojní, Vysokého učení technického v Brně. Studium ukončil v roce 1976 obhajobou diplomové práce na téma: „Systém s neúplnou informací.“

V témže roce nastoupil jako výzkumný pracovník do Výzkumného ústavu energetického strojírenství v Brně – oddělení teplotních a pevnostních výpočtů u Ing. Bořivoje Pospíšila, CSc. Od počátku praxe se zabýval deformačně napěťovými a teplotními analýzami částí tepelných turbín. Výpočty deformačních a teplotních polí byly prováděny metodou konečných prvků. Vzhledem k tomu, že metoda konečných prvků, v tehdejší době, ještě nebyla předmětem výuky na Katedře chemických a potravinářských strojů, strojní fakulty VUT v Brně, doplnil si vzdělání, v této oblasti, postgraduálním studiem v oboru Informatika, se specializací na numerické metody v Laboratoři počítačích strojů VUT v Brně. Postgraduální studium ukončil v roce 1981.

V roce 1984 nastoupil jako asistent na Katedře technické mechaniky, pružnosti a pevnosti, strojní fakulty VUT v Brně. Před odchodem z Výzkumného ústavu energetického strojírenství započal vědeckou přípravu v oboru Stavby energetických zařízení. Po nástupu na Katedru technické mechaniky, pružnosti a pevnosti se podílel na tvorbě skript MT- Statika, MT-Úlohy ze statiky a MT – Úlohy z PPI.

Od roku 1985 začal přednášet Statiku, ke které v roce 1986 přistoupila Pružnost a pevnost I. V roce 1986 navázala Katedra technické mechaniky, pružnosti a pevnosti, spolupráci s Ortopedickou klinikou, Fakultní dětské nemocnice v Brně. Od tohoto roku měl možnost, na této spolupráci a později i na řešení řady dalších biomechanických problémů, se podílet.

V roce 1991 obhájil svoji dizertační práci v oboru Stavby energetických zařízení.

V období let 1994-2011 byl spoluřešitelem následujících záměrů a grantových projektů:

- GAČR 103/94/0419 - Numerická analýza interakčních procesů v lidském těle (1994-6).
- GAČR 106/96/0652 - Počítačové podpory v biomedicínském inženýrství a v biomechanice (1996-8).
- GAČR 101/01/0974 - Specifické biomechanické problémy kyčelních endoprotéz a jejich řešení modelováním (2001-2003).
- GAČR 101/05/0136 - Klinické biomechanické problémy velkých kloubů člověka (2005-2007)
- Záměr MSM 262100001 - Výpočtové a fyzikální modelování problémů inženýrské termofluidní mechaniky, mechaniky těles a fázových přeměn (1998-2004).
- Záměr MSM 262100024 - Výzkum a vývoj mechatronických soustav, (2001-2004).
- Výzkumný záměr MSM 0021630518 Simulační modelování mechatronických soustav, (2005 - 2011)
- KONTAKT 1P05ME789, Simulace mechanické funkce vybraných prvků lidského těla, (2005-2008)

Dále byl v letech 1999 - 2010 spolunavrhovatelem tří projektů grantové agentury IGA

- IGA MZ ČR ND/5191-3 Biomechanická studie o stabilitě poraněného obratle, augmentovaného rychle tuhnoucí biokeramikou. (1999 - 2001)
- IGA MZ ČR ND/6622-3 Transpozice šlach na ruce tetraplegika. (2001-2003)

IGA MZ ČR NS9620 - Obnova aktivního pohybu v lokti u tetraplegických pacientů (2009-2010, MZ0/NS)

Od roku 1991 byl vedoucím 80 diplomových a bakalářských prací.

V roce 1999 se stal školitelem doktorandského studia. K dnešnímu dni byl školitelem 11 úspěšně obhájených disertačních prací.

## 1. Úvod

Biomechanika člověka je komplexní vědní obor, který se v posledních letech dynamicky rozvíjí. Počátky řešení problémů z oblasti biomechaniky na ÚMTMB<sup>1</sup> spadají do devadesátých let minulého století. Můžeme říct, že tyto počátky byly příznivě ovlivněny třemi faktory.

- 1) Na vedení ÚMTMB se obrátili lékaři s konkrétním biomechanickým problémem.
- 2) Problém byl relativně jednoduchý, řešitelný analyticky, se znalostmi technické mechaniky.
- 3) Vedení ÚMTMB bylo, pro řešení problémů z biomechaniky, příznivě nakloněno.

Další důležitý faktor, který je pro biomechaniku charakteristický, spočívá v tom, že se nejedná o izolovaný problém, ale o celou soustavu problémů, které na sebe navazují. Tedy, po vyřešení jednoho problému se objeví další navazující, jejichž řešení je zpravidla složitější a náročnější, jak po stránce teoretické, tak operační.

První problém, který byl na ÚMTMB řešen spadal do oblasti kosterně svalové. V pozdějších letech bylo započato s řešením problémů i z dalších oblastí, např. srdečně cévní, hlasu a sluchu, případně sportovní a soudní biomechaniky.

Po celou dobu existence biomechaniky na ÚMTMB jsem zůstal věrný biomechanice kosterně svalové soustavy, proto jsem do své habilitační práce vybral šest problémových okruhů z této oblasti. Problémové okruhy jsem vybíral tak, aby zahrnovaly aktuální práce, případně práce, jejichž řešení souvisí s teorií biomechaniky a jsou nezbytné pro řešení aktuálních prací z dané oblasti.

## 2. Vybrané oblasti a jejich stručná charakteristika

### **Řešení silových poměrů v oblasti kyčelního spojení na úrovni silových výslednic a transpozice velkého trochanteru.**

Řešení silového působení v oblasti kyčelního spojení bylo nutnou podmínkou pro biomechanické posouzení polohy velkého trochanteru po jeho transpozici. I když, transpozice velkého trochanteru se v současné době používá minimálně, je znalost řešení silových poměrů na úrovni silových výslednic nezbytná v řadě jiných problémů, které souvisejí s kyčelním spojením. V neposlední řadě je také nutné k získání představy o silovém působení v této oblasti a vlivu jednotlivých faktorů, které toto působení ovlivňují.

### **Vybrané problémy z oblasti spinální biomechaniky**

Druhá problémová oblast souvisí s charakterem současného života, který je stále náročnější, jak po duševní, tak fyzické stránce. Duševní práce a sedavých zaměstnání stále přibývá. Ti co nechtějí, aby jejich tělesná schránka zdegenerovala u počítače, tak se po pracovní době rychle přesouvají k intenzivnímu sportovnímu vyžití, případně využívají svých rychlých motorek a automobilů k psychickému odreagování a tím dochází k řadě nehod s vážnými poraněními, včetně poranění páteře. Vedle traumatu existuje celá řada příčin, které způsobují problémy s páteří. Proto, do této oblasti, je také zařazena práce související s neuropatickou skoliózou.

---

<sup>1</sup> Předchůdcem ÚMTMB byla v roce 1990 Katedra mechaniky těles.

V publikovaných pracích jsou pouze podstatné závěry řešení. Pokud byly vypracované zprávy z průběhu řešení, pak jsou nejlepším komentářem provedeného řešení a jsou v předložené práci uvedené.

### **Rekonstrukce horní končetiny tetraplegických pacientů**

Třetí problémový okruh se zabývá testováním spojení při rekonstrukci pohybů horní končetiny. Uvedené téma souvisí s tetraplegickými pacienty.

Hlavním protagonistou řešení problémů souvisejících s rekonstrukcí pohybů horní končetiny je Doc. MUDr. Igor Čižmář, PhD. Na řešení biomechanické části problémů souvisejících s rekonstrukcí horní končetiny se mnou spolupracovali kolegové z ÚMTMB a ÚK FSI.

Konkrétně byly řešeny dvě oblasti z rekonstrukce horní končetiny: Oblast ruky a lokte.

### **Biomechanické problémy u kovových aloplastik se zhoršenou kvalitou kostní tkáně**

Při aplikaci, případně nahrazení části těla, kovovou aloplastikou má většina lidí pocit, že náhrada má podstatně vyšší únosnost, než původní část těla, bez ohledu na kvalitu kostní tkáně. Opak ukazují výsledky biomechanického řešení problémů v této oblasti.

### **Dentální biomechanika**

S rozvojem dentální implantologie se zvýšil zájem o biomechanické problémy dentální biomechaniky. Vzhledem k velkým problémům v oblasti hodnocení mezních stavů v biomechanice, jsou často prováděné srovnávací biomechanické studie fyziologického a patologického stavu. Publikovaná práce je zaměřena na modelování mechanických vlastností periodontia.

### **Veterinární biomechanika**

Publikovaná práce souvisí s výzkumem kmenových buněk. Tento výzkum je prováděn na mini prasátkách. Prasátku je vytvořen kostní defekt, k jehož odstranění jsou aplikovány kostní buňky. K úspěšnému hojení je nutná stabilizace kosti, která je provedena 4.5 LCP dlahou. Tuto dlahu je prasátko schopno zlomit, a proto je aplikován navíc hřeb. Práce je zaměřena na silově deformační charakteristiky prasečího femuru s dlahou a prasečího femuru s dlahou a hřebem.



## **2.1. Řešení silových poměrů v oblasti kyčelního spojení na úrovni silových výslednic**

Název publikované práce: Florian, Z., Janíček P., Straka M., Janovec M.: Teoretické rozpracování silových poměrů v oblasti kyčelního kloubu po dětské aseptické nekróze hlavice stehenní kosti  
Straka M., Janovec M., Florian Z., Janíček P.: Praktická aplikace teoretických poznatků o silových poměrech v oblasti kyčelního kloubu změněných aseptickou nekrózou

### 2.1.1 Komentář k publikovaným pracím

V roce 1986 navázal ÚMTMB, FSI VUT v Brně spolupráci s Ortopedickou klinikou, Fakultní dětské nemocnice s poliklinikou v Brně. U zrodu této spolupráce stáli především Prof. Ing. P. Janíček, DrSc. a Prof. Ing. E. Ondráček, CSc., za ÚMTMB a Prof. MUDr. Miloslav Janovec, DrSc., tehdejší přednosta ortopedické kliniky dětské nemocnice v Brně. Spolupráce, od samotného začátku, souvisela s řešením konkrétních problémů klinické praxe.

První problém se vztahoval k operačnímu řešení dysplastického kyčelního spojení, transpozicí velkého trochanteru.

Dysplazie kyčelního spojení nastává nejčastěji v důsledku vývojové kyčelní dysplazie nebo Perthesovy choroby.

**Vývojová kyčelní dysplazie (VDK)** zahrnuje celou řadu postižení od nejlehčích až po těžká, včetně luxace kyčelního kloubu. Je predispozicí k sekundární koxartroze. Nejčastěji se vyskytuje jako vrozená vada u dětí. Četnost výskytu v naší populaci je kolem 3%, přičemž subluxece nastává přibližně u 0,3% dětí. Výskyt VDK je 3-5 násobný u dívek než u chlapců.

Etiologie není úplně známá. Pravděpodobně je multidisciplinární. VDK ovlivňuje zejména vývoj acetabula, proximálního femuru a kloubního pouzdra.

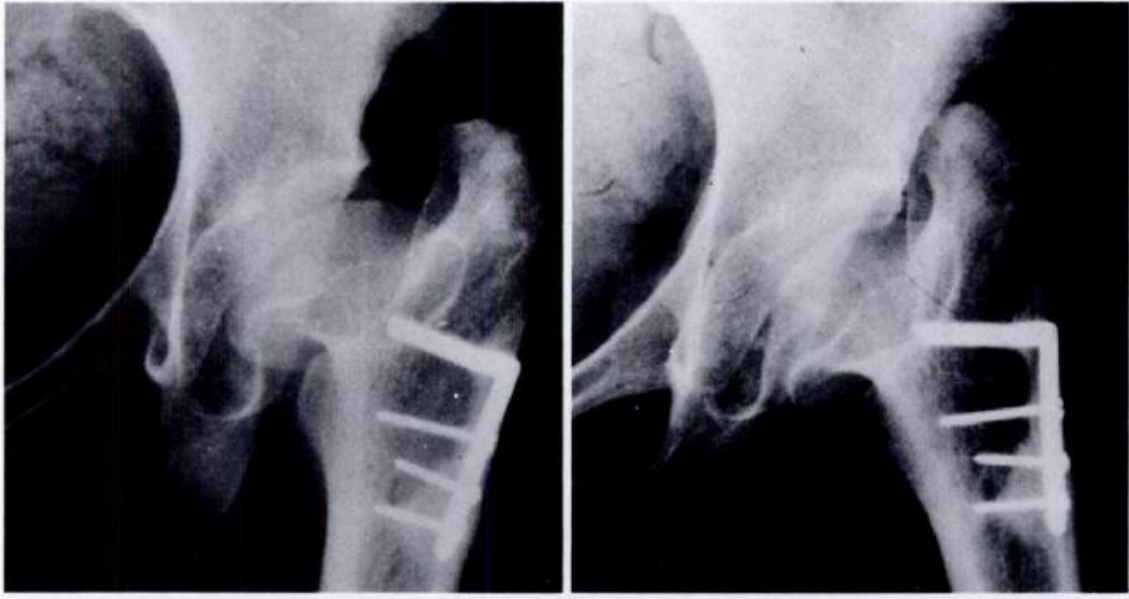


Obr. 2.1.1a. Fyziologický kyčelní kloub



Obr. 2.1. 1b. Kyčelní kloub postižený Perthesovou chorobou

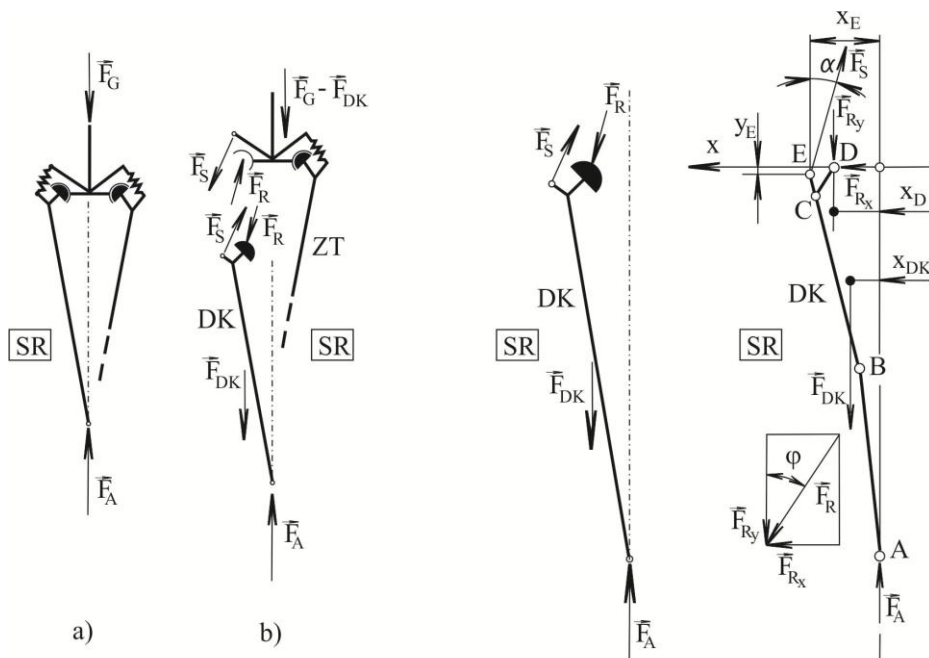




Obr.2.1. 2 Přerostlý velký trochanter [4 ]

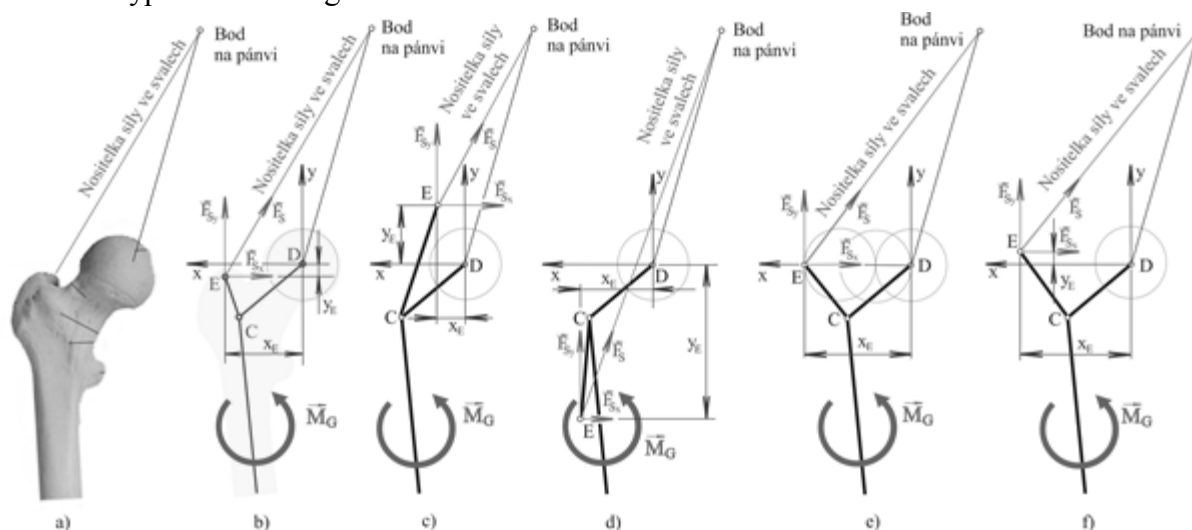
Přerostlý velký trochanter na úrovni vyznačené na obr.2.1.2 vyžaduje chirurgické řešení.

Po vzájemné analýze problému z lékařského a mechanického hlediska jsme se zaměřili na řešení silových poměrů v oblasti kyčelního spojení na úrovni silových výslednic, pro stoj na jedné dolní končetině, případně při pomalé chůzi. V tomto případě ze soustavy svalů dolní končetiny jsou funkční pouze kyčelní abuktory (gluteus medius a minimus).



Obr. 2.1.3 a)Uvolnění člověka při stoji na jedné dolní končetině, b, c) uvolnění dolní končetiny, d) uvolnění dolní končetiny pro výpočtové řešení

Oba tyto svaly se upínají na velkém trochanteru a lopatě ossis ilii. Působení těchto svalů, na dané uvedené rozlišovací úrovni je možné modelovat silou, jejíž nositelka prochází vrcholem velkého trochanteru a geometrickým těžištěm plochy, na které se kyčelní abduktory upínají na lopatě ossis ilii. Na dané rozlišovací úrovni je úhel anteverzce nepodstatný. Řešený problém má charakter rovinné, staticky určité úlohy. Základní operací je uvolnění dolní končetiny a následné výpočtové nebo grafické řešení. Viz obr.2.1.3.



Obr.2.1. 4 Stavby dysplastické proximální pánve

Uvolnění na dané rozlišovací úrovni umožňuje zahrnout podstatné změny dysplastické pánve z hlediska silového působení. Viz obr. 2.1.4

#### **Závěr:**

Řešením silového působení v oblasti kyčelního spojení na úrovni silových výslednic se podařilo odpovědět základní otázku Prof. MUDr. Miloslava Janovce, DrSc. Zda po transpozici velkého trochanteru, bude silové působení v oblasti kyčelního spojení větší, když bude transpozice probíhat podle doporučení prof. Pawelse, kdy při správně provedené transpozici je úpon kyčelních abduktorů na spojnici středů kyčelních hlavice ve vzdálenosti tří poloměru kyčelní hlavice od středu kyčelní hlavice nebo zda je vhodné umísťovat velký trochanter na femur, distálně od spojnice středů hlavice. Silové působení v oblasti kyčelního kloubu je jednoznačně menší při dodržení doporučení prof. Pawelse.

Literatura k uvedeném komentáři:

- [1] Čihák, R., Anatomie 1, Avicemum, 1987
- [2] DUNGL, P., et al. *Ortopedie*. 1. vydání. Praha : Grada Publishing, 2005. ISBN 80-247-0550-8.
- [3] G. C. Lloyd-Roberts, M. H. Wetherill, M. Frasek, : Trochanteric advancement for premature arrest of the capital growth plate, The journal of bone and joint surgery, Vol. 67-B. No. I. January 1985
- [4] M. F. Macnicol, D. Makris, : Distal transfer of the greater trochanter The journal of bone and joint surgery, Vol. 73-B, No. 5, September 1991

[5] KOUDELA, K., et al. *Ortopedie*. 1. vydání. Praha : Karolinum, 2004. [ISBN 80-246-0654-2](#).

[6] SOSNA, A. – VAVŘÍK, P. – KRBEČ, M., et al. *Základy ortopedie*. 1. vydání. Praha : Triton, 2001. [ISBN 80-7254-202-8](#).

[7] Pauwels F.: *Biomechanics of The Normal and Diseased Hip*, Springer-Verlag Berlin Heidelberg New York, 1976 ISBN 3-540-07428-7

[8] [http://is.muni.cz/el/1411/jaro2006/BFOR041/um/Vyuka\\_2006\\_-\\_poruchy\\_epifyz.pdf](http://is.muni.cz/el/1411/jaro2006/BFOR041/um/Vyuka_2006_-_poruchy_epifyz.pdf)

[9] [www.ortopedicke.info/index.php?option=com\\_content...id](http://www.ortopedicke.info/index.php?option=com_content...id)

[10]

[www.ortopedicke.info/index.php?option=com\\_content&view=article&id=74&Itemid=57](http://www.ortopedicke.info/index.php?option=com_content&view=article&id=74&Itemid=57)

## **2.2 Vybrané problémy spinální chirurgie.**

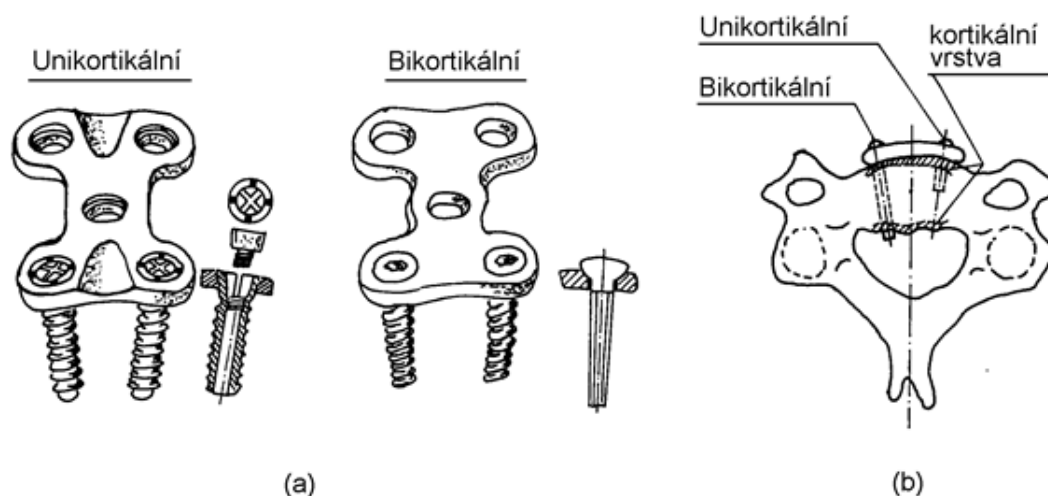
### **2.2.1 Mechanické vlastnosti krčních páteřních fixátorů.**

Název publikované práce: *Mechanické vlastnosti krčních páteřních fixátorů.*

#### 2.2.1.1 Komentář k publikované práci.

Druhý problémový okruh se zabývá testováním páteřních „fixátorů“. Po navázání spolupráce s Prof. MUDr. Peterem Wendschem, CSc., z Úrazové nemocnice v Brně, v roce 1995 až do dneška, bylo v této oblasti provedeno, několik srovnávacích studií. V první studii byla pozornost zaměřena na srovnání vytrhávací síly uni a bi-kortikálních krčních fixátorů – H destiček.

V této době bylo pro nás vše nové. Od způsobu upevnění biologického vzorku, charakteru zatěžování až po zpracování výsledků. Přestože úroveň výpočetní techniky, tehdy a dnes, nelze srovnávat, je možné konstatovat, že od samého počátku jsme se snažili přistupovat k řešení biomechanických problémů komplexně, tedy výpočtovým a experimentálním modelováním. Viz obr. 2.2.1.2.



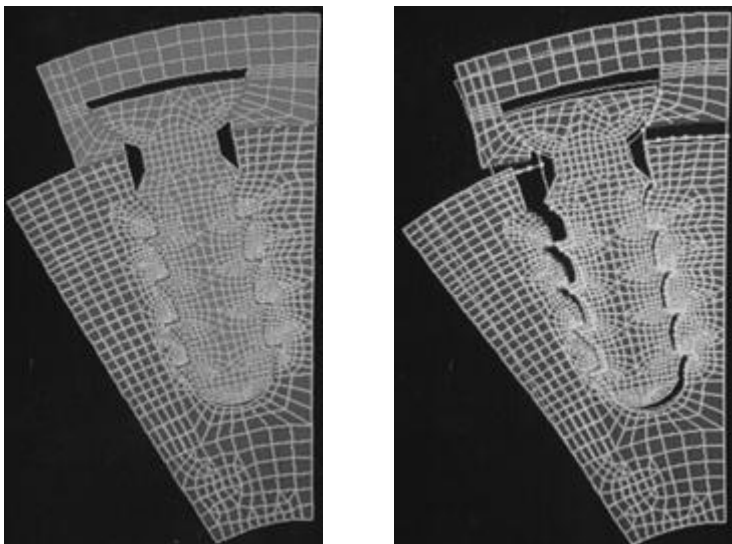
Obr. 2.2.1.1 Schématické znázornění uni a bi-kortikální páteřní H destičky

Z obrázku 2.2.1.1 b) jsou patrné dva podstatné rozdíly mezi uni a bi-kortikálními fixátory typu H destička. První spočívá v kotvení šroubů v destičce. U bikortikálních šroubů je nestabilní, u unikortikálních je stabilní. Stability u unikortikálního systému je dosaženo „přesným“ lícováním hlavičky šroubu v otvorech destičky a fixováním šroubu v destičce roztažením hlavičky červíkem.

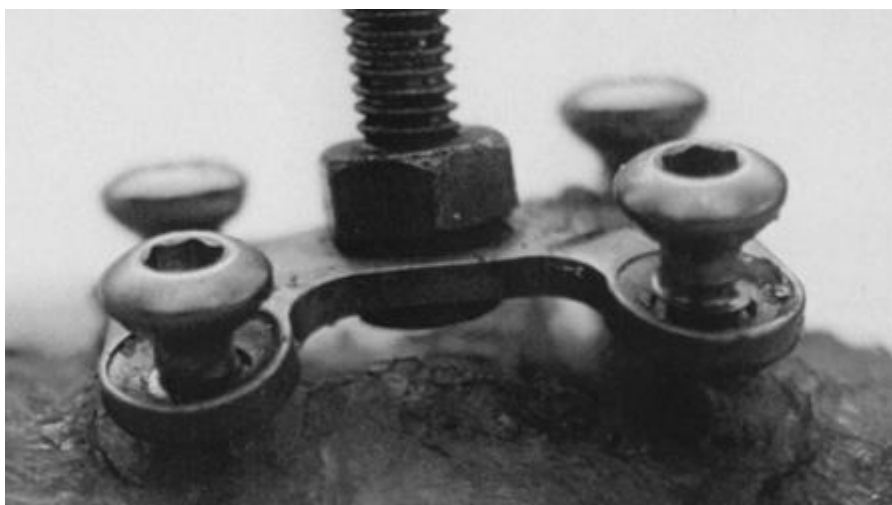
Druhý rozdíl spočívá ve stabilitě samotného šroubu. Unikortikální šroub je méně stabilní než bikortikální v důsledku počtu kortikálních vrstev, kterými prochází viz obr. 2.2.1.1. Správně zavedený bikortikální šroub zasahuje do páteřního kanálu, což vytváří riziko poranění durálního vaku.

Popsaný rozdíl, se při vytrhávání destičky, projeví tím, že unikortikální systém se vytrhuje jako celek. Posuvy u jednotlivých šroubů jsou stejné a šrouby se vůči destičce nenatáčejí. U bikortikálního systému jsou posuvy a natočení u jednotlivých šroubů různé.

**Závěr: Uvedené rozdíly se projeví srovnatelnými hodnotami vytrhávací síly.**



Obr. 2.2.1.2 Síť MKP a deformace 2D bikortikální H destičky



Obr. 2.2.1.2 Vytržení bikortikální H destičky

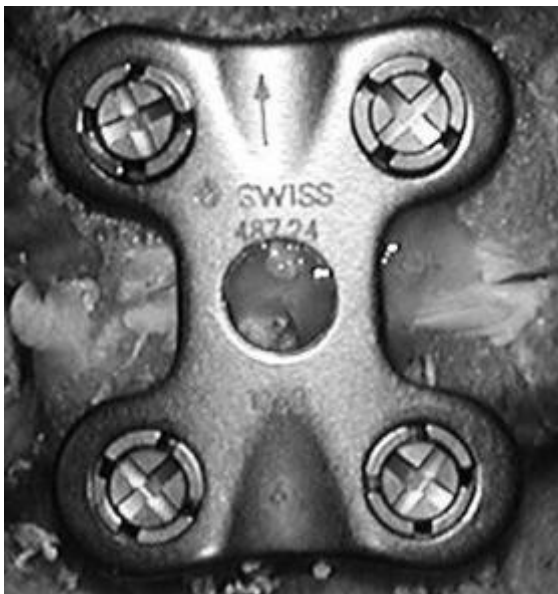
Poznámka 2.2.1.1: Pojem stability není v předchozím textu používán ve smyslu mechaniky, ale v smyslu lékařském, kde je dle [1] vymezen takto: “*Instabilita je ztráta schopnosti páteře udržet, při vystavení fyziologické zátěži, takové postavení obratlů, aby nedocházelo k okamžitému nebo následnému poranění míchy a nervových kořenů a současně nedocházelo k vývoji invalidizující deformity a výrazné bolestivosti*”

Poznámka 2.2.1.2: Přibližně v roce 2002 se nám podařilo na FSI dovybavit zkušební stroj ZWICK Z 020-TND řadou doplňků. Mezi nejvýznamněji patří měřící hlavy s rozsahem do 100 N a do 2500 N a torzní hlava s rozsahem do 20 Nm. To umožnilo provádět experimentální biomechanické studie na vyšší úrovni. Na této úrovni jsme provedli s Doc. MUDr. J. Kočíšem, PhD., srovnávací studii bikortikálního a dvou typů unikortikálních (Morscher a Cervi Lok) krčních páteřních fixátorů. S kapacitních důvodů tuto studii v habilitační práci neuvádím.

Experimentální studie byla doplněna výpočtovým řešením, které prováděla v rámci své dizertační práce Ing. M. Šlechtová [2], [3].

#### Literatura:

- [1] <http://www.spine.cz/index.php/cs/standardy/leceni-urazu-krcni-patere>
- [2] ŠLECHTOVÁ, M., KOČIŠ, J., FLORIAN, Z., NÁVRAT, T. Výpočtové a experimentální modelování páteřního prvku s aplikovaným fixátorem. In *Výpočtová mechanika 2003*. Nečtiny. 2003. p. 445 - 452. ISBN 80-7082-999-0.
- [3] Šlechtová, J. Kočíš, M., Florian, Z., Návrat, T. Computational and experiental modelling of the backbone element with applied fixator. In *Engineering Mechanics*. Svatka. 2004. p. 279 - 280. ISBN 80-85918-88-9.



Obr. 2.2.1.4 Aplikovaný unikortikální fixátor typ Morscher



Obr. 2.2.1.5 Aplikace fixátoru Cervi Lok do vzorku



## 2.2.2 Biokeramika ve spinální chirurgii.

### Název publikované práce: Biokeramika ve spinální chirurgii

#### 2.2.2.1 Komentář k publikované práci.

V oblasti krční úseku páteře se lékaři setkávají často s útlakem nervových struktur ( míchy a míšních kořenů). Příčinou může být vyhrzlá meziobratlová ploténka, kostěný výrůstek (osteofyt) nebo zbytnělý páteřní vaz. Cílem chirurgické léčby je odstranění útlaku vyjmutím ploténky, odfrézováním kostního výrůstku, případně vyříznutí vazů. V těchto případech lékaři nejčastěji volí přední přístup. Z vodorovného řezu proniknou na přední plochu krční páteře a útlak odstraní.

Podstata příčiny útlaku nervových struktur může být jak traumatologická, tak degenerativní. K prokázání příčiny útlaku se používají všechny vhodné zobrazovací metody (klasický rentgen, CT, MRI a.j)

K odstranění neurologických problémů je nutná dokonalá dekomprese nervových struktur, po níž následuje rekonstrukce meziobratlového prostoru. Klasickým způsobem je spojení ( fúze) sousedních obratlů. Tohoto lze dosáhnout celou řadou způsobů. Mezi nejznámější patří kostní štěp. Kostní štěp může být odebrán ze samotného pacienta nebo od zemřelých dárců. Odběr od zemřelých dárců významně zkracuje délku operace, vylučuje komplikace s odběrem štěpu (který se provádí z hrany ala osis ilii) při garanci obdobných výsledků, jako je tomu u pacientových štěpů a riziko přenosu infekce ze zemřelého na dárce je spíše jen teoretické.



Obr. 2.2.2.1 Vyznačení místa odběru [1]



Obr. 2.2.2.2 Odebraný štěp s kortikální kostní tkání na třech plochách [1]



Obr. 2.2.2.3 Ce Space® PEEK

Mezi často používané náhrady plotének patří kovové implantáty – vložky, klíčky, které jsou umístěny do meziobratlového prostoru. Doba potřebná na zhojení daného úseku páteře je delší než u kostních štěpů. Plně je po dvou letech. Použití ko-



Obr. 2.2.2.4 CeSpace® Titanium

vového implantátu vyžaduje menší prostor než kostní štěp, proto je jeho aplikace méně invazivní, při zkrácení délky operace.



Obr. 2.2.2.5 Příklady použití kovových implantátů [1]

Novinku představují protézy – náhrady plotének. Jedná se o náhrady meziobratlové ploténky, které umožňují pohyb shodný s pohybem zdravé ploténky. Důvodem, pro náhrady tohoto typu je skutečnost, že páteř může na pooperační omezení pohybu reagovat urychlením degenerativních změn v přilehlých segmentech.



Obr. 2.2.2.6 Disk firmy B|Braun activ® L [2]



Obr. 2.2.2.7 Disk firmy B|Braun activ® C [2]

V době vzniku projektu Biokeramika ve spinální chirurgii, se použití Norianu, který patří mezi kalcium fosfátové cementy, místo odstraněné ploténky, jevílo zajímavým z následujícího důvodu. Norian spojoval výhody kovových implantátů (menší požadavky na prostor, méně invazivní postup, rychlejší operace) s výhodou kostního štěpu. (rychlejšího hojení v důsledku podobného složení s kostní tkání.)

**Závěr: Z biomechanické hlediska má Norian dostatečnou únosnost pro náhradu odstraněné páteřní destičky. V důsledku „velkých“ relativních pohybů terminálních ploch obratlů je pro tuto náhradu nevhodný.**

Literatura: [1] [http://www.nemlib.cz/web/index.php?menu=1\\_33\\_12\\_57\\_38](http://www.nemlib.cz/web/index.php?menu=1_33_12_57_38)

[2] <http://www.bbraun.cz/cps/rde/xchg/cw-bbraun-cs-cz/hs.xsl/products.html>



### **2.2.3 Biomechanická srovnávací studie páteřní fixátoru (MACS<sup>TL</sup>)**

**Název publikované práce: Biomechanical Evaluation of the Modular Anterior Construct System (MACS<sup>TL</sup>) Internal Fixator for Thoracic Spinal Stabilisation**

#### 2.2.3.1 Komentář k publikované práci.

Při experimentech, jejichž výsledky a následné analýzy byly podkladem článku s názvem: Biomechanical Evaluation of the Modular Anterior Construct System (MACS<sup>TL</sup>) Internal Fixator for Thoracic Spinal Stabilisation, jsme měli k dispozici zkušební stroj vybavený torzní hlavou s rozsahem do 20Nm. Problémovým namáháním u většiny páteřních fixátorů je torze. Proto biomechanická studie byla zaměřena na srovnávací studii, jejíž předmětem bylo srovnání velikosti momentu, silové dvojice, potřebného k natočení páteřního segmentu o úhel (zpravidla) 10°. Velikost momentu silové dvojice byla určována při tahovém zatížení segmentu od 50 do 200 N. Srovnávány byly tři stavy segmentu: Neporušený, porušený (porušení páteřní destičky) a porušený s aplikovaným fixátorem. Fixátor MACS<sup>TL</sup>, je hrudní páteřní fixátor. Mezi jeho výhody patří možnost laparoskopické aplikace.

**Závěrem:** Provedený experiment byl po technické stránce poměrně náročný. V průběhu jeho realizace a při vyhodnocování výsledků se objevila řada nových problémů, ale také zajímavých jevů, kterými by bylo vhodné se dále zabývat.

Po odstranění dříve popsanych problémů se podařilo prokázat, že aplikací fixátoru MACS<sup>TL</sup> při osově tahové síle (200 N) se podstatně zvýší torzní tuhost porušeného vzorku. Při aplikaci fixátoru se zvýší torzní tuhost páteřní segmentu přibližně na dvojnásobek tuhosti porušeného vzorku.

Experimentální studie byla později doplněna výpočtovým řešením, které prováděl, v rámci své dizertační práce, Ing. J. Tošovský, PhD. [1].

Literatura: [1] Tošovský J., Zjišťování mechanických vlastností páteřního prvku s aplikovaným fixátorem MACS TL – Twin Screw, Dizertační práce, VUT FSI, 2007



Obr. 2.2.3.1 Porušení páteřního segmentu – porušení páteřní destičky

## **2.2.4 Srovnávací experimentální studie thoracolumbálního páteřního fixátoru**

Název publikované práce: BIOMECHANICAL TESTING OF SPINE SEGMENT FIXED BY THORACOLUMBAR SPINE LOCKING PLATE ON THE SWINE LUMBAR SPINE

### 2.2.4.1 Komentář k publikované práci.

Obdobně jako v části 2.2.3 byla provedena srovnávací studie pro páteřní segment ve stavu neporušeném (anatomický stav), porušeném a s fixátorem. Studie byla prováděna pro thoracolumbální páteřní fixátor (TSLP) firmy Synthes. Vzorek byl zatěžován deformačně, natočením o úhel  $\varphi = \pm 3^\circ$  a pro danou hodnotu úhlu natočení byla snímána velikost momentu silové dvojice. Z experimentu je patrná nesymetrie neporušeného vzorku a vzorku s aplikovaným fixátorem. Nesymetrie je zřejmě způsobená geometrií vzorku a nesymetrickým umístěním fixátoru. Z analýzy výsledků zjišťujeme, že průměrné hodnoty neporušeného vzorku a porušeného vzorku s fixátorem jsou téměř shodné (11.2 \_ 11.5 a 15.2 \_ 15.3 [Nm]). Studie byla rozšířena o odhad velikosti momentu silové dvojice způsobující extenzi pro modelované tři stavy. Také v tomto případě jsou průměrné hodnoty momentu v neporušeném a porušeném stavu podobné (11 a 12.6 [Nm]).



Obr. 2.2.4.1 Montáž destičky



Obr. 2.2.4.2 Alikovaný fixátor



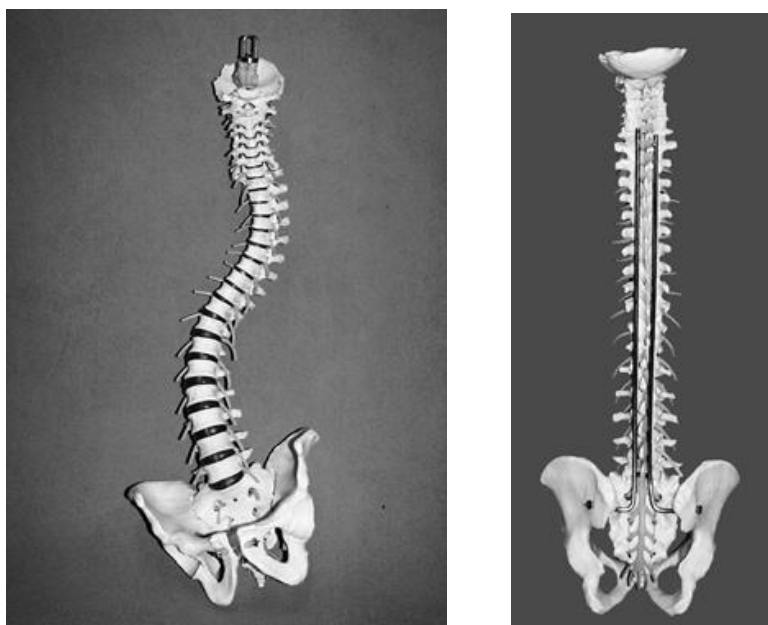
Obr. 2.2.4.3 Sada destiček různých rozměrů

## **2.2.5 Operační terapie neuromuskulárních deformit**

**Název publikované práce: Experimentální ověřování mechanických vlastností kliček a páteřních háčků při operační terapii neuromuskulárních deformit páteře a pánve způsobem Lugeho a Galvestonea.**

### 2.2.5.1 Komentář k publikované práci.

Léčba neuromuskulárních deformit páteře představuje specializovanou a náročnou problematiku, která vyžaduje komplexní přístup. Konzervativní léčba, pomocí protetických pomůcek bývá většinou neúspěšná. Deformity páteře spojené s obliquitou pánve způsobují nestabilitu sedu a způsobují další komplikace. Operační řešení technikou dle Galvestonea a Luqueho, koriguje skoliotické křivky se zajištěním stabilní kompenzované páteře a vyvážené pánve bez další ztráty motorických či senzitivních funkcí. Takto je zajištěna stabilita stoje a chůze se zlepšením funkčního stavu kardiopulmonálního aparátu, jakož i zlepšení celkového životního komfortu hendikepovaného pacienta.



Obr. 2.2.5.1 Příklad neuromuskulárních deformit páteře a operační řešení technikou dle Galvestonea a Luqueho.

Cílem experimentálního řešení bylo srovnání základních mechanických vlastností sublaminárních kliček a modifikovaného přístupu spočívajícího v nahrazení kliček pedikulárními háčky.

**Závěr:** Na základě provedených experimentů bylo možné konstatovat, že vzorky s pedikulárními háčky jsou podstatně tužší než vzorky s aplikovanou kličkou. Nižší tuhost vzorku s aplikovanou kličkou je zřejmě způsobena zařezáváním smyčky do laminy od samotného počátku zatěžování, které končí úplnou destrukcí laminy.

**Literatura:** [1] Repko, M., Tichý, V.: Operační řešení neuromuskulárních deformit páteře a pánve technikou dle Loqueho a Galvestonea, Acts spondylologica 1: 57-61, 2004

## 2.3. Rekonstrukce horní končetiny

### 2.3.1 Rekonstrukce ruky

Název publikované práce: **Experimentální modelování šlachových stehů**

#### 2.3.1.1 Komentář k publikované práci.

Traumatologická tetraplegie je zcela zásadní změnou v životě člověka a celé jeho rodiny. Vyžaduje trvalou adaptaci nejen pacienta, ale celého jeho okolí. V civilizovaném světě se zprostředkovaně týká celé společnosti. Také naše společnost začíná takto postiženým spoluobčanům věnovat větší pozornost. I když společnost bude sebevíce bohatá a bude schopna zabezpečit tyto občany dostupnou technikou, přesto největším přínosem jsou pro tyto spoluobčany zákroky, které jim navracejí některé přirozené funkce. Významný potenciál v zlepšení kvality života se stále skrývá v rekonstrukci funkce horní končetiny. Rekonstrukce úchopu ruky z funkčního hlediska posouvá etáž poranění páteře o několik segmentů níže. Chirurgická rekonstrukce musí být samozřejmě součástí arzenálu komplexní péče o tetraplegické pacienty. Na základě dlouholetého klinického a experimentálního vývoje se šlachové transfery trvale uplatnily jako zásadní u chirurgické rehabilitace tetraplegické ruky. Zkušenosti a technické dopracování operačních technik poskytují dnes velký optimismus v částečný návrat pohybu, zlepšení kvality života a pracovní kapacity těžce paralyzovaných pacientů. Současný vývoj se jednoznačně ubírá v navýšení počtu aktivních svalových transferů a aplikaci elektronicky ovládaných paralyzovaných svalů.

### **Obnovení pohybu ruky a zápěstí**

Jedním z úskalí těchto výkonů je vznik adhezí v okolí šlachových transferů. Adheze vznikají imobilizací končetiny v sádrové fixaci. Pevnost šlachového stehu (jednoduchého Keslerova stehu), odolávající zátěži aktivního pohybu je dosaženo po 4-5 týdnech. Použití vicepramenného stehu mění nutnost imobilizace v pooperačním období. Touto technikou stehu je možné docílit dostatečné pevnosti, která odolá limitovanému aktivnímu pohybu již po 48 hodinách od operace a tím zásadně eliminovat vznik adhezí s okolím.

Smysl celé problematiky rekonstrukce tetraplegické ruky nejlépe vystihuje výrok, Sterlinga Bunnella: „If you have nothing a little is a lot“. Z velkých souborů vyplývá, že až 70% tetraplegických pacientů jsou vhodní kandidáti k transferům a lze tak zlepšit funkci horní končetiny. Rozšířené spektrum aktivit denní činnosti zlepšuje významně kvalitu života pacienta.

Cílem experimentu bylo prokázání, že vicepramenný steh **má vyšší** únosnost, než jednoduchý Keslerův steh. Materiál pro experiment byl lékařem odebírán z kadaveru. Lékař následně vytvořil vzorka pro jedno a vicepramenný steh. Dvojice vzorků pro jedno a vicepramenný steh byla vždy vytvořena ze stejného kadavru.

Zjišťování únosnosti bylo prováděno při tahovém namáhání na zkušební stroj ZWICK Z 020-TND v konfiguraci se 100 N hlavou.

Byly vytvořeny tři soubory po čtyřech vzorcích. Vzorky s jednoduchým stehem byly značeny I, s vícenásobným II. Vzorky, které sloužily k testování samotných šlach byly značeny S. Pořadí vzorku ve skupině je značeno 1, 2..atd. Dále uvedeme charakter zatěžování vzorků.

V každém souboru byly zatěžovány čtyři vzorky s jednopramenným a čtyři vzorky s vícepramenným stehem monotónně rostoucí silou do porušení vzorku. Dále čtyři vzorky s jednopramenným a čtyři vzorky s vícepramenným stehem byly zatěžovány cyklicky s míjivým cyklem následujícím způsobem. Pro prvních 50 cyklů byla maximální síla 50% maximální síly při monotónní zatěžování. Dalších 50 cyklů proběhlo s maximální silou dosahující 75% maximální síly při monotónní zatěžování a následovalo 25 cyklů s maximální silou monotónního zatěžování. Pokud nedošlo k porušení vzorku byla zatěžující síla zvyšovaná do porušení.

Zpracování výsledků experimentu je detailně provedeno v habilitační práci, dále uvedeme ukázkou výsledků.

První soubor, monotónní zatěžování.

	$F_{\max}$ [N]				
	1	2	3	4	Průměr.
BI	16.425	17.601	24.502	21.863	20.098
AII	43.706	34.135	42.232	38.961	39.758
$\Delta = AII - BI$	27.281	16.534	17.730	17.098	19.661
$\Delta$ [%]	166.09	93.94	72.36	78.21	97.82

Tab. 1

Z uvedené tabulky je zřejmé, že u všech vzorků s vícenásobným stehem došlo **k podstatnému zvýšení maximální síly**. V procentuálním vyjádření průměrně o 97.82 %.

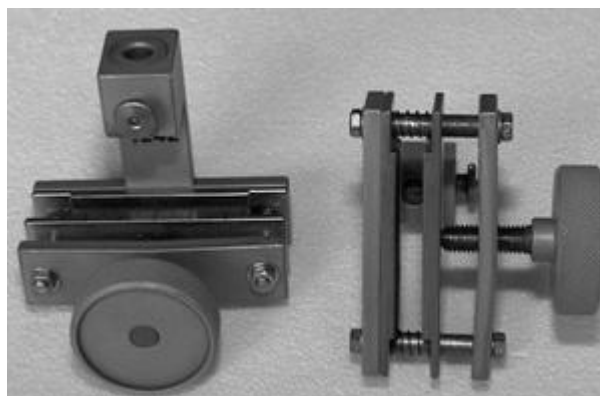
### Oddálení části šlachového spoje

Jedním z problémů, kterými jsme se také zabývali, je oddálení části šlachového spoje. Museli jsme posoudit, zda podstatné dříve než dojde k maximálnímu zatížení nenastane oddálení konců šlach a tím i k znemožnění hojení. Proto jsme detailně prozkoumali *videozáznam* prvního souboru.

### Závěr:

Nejdůležitější poznatky experimentální části je možné shrnout do následujících tří bodů:

- 1) Maximální síla (únosnost spoje) je u vícepramenného stehu o 75.46 % vyšší než u jednoduchého stehu
- 2) Cyklické zatěžování při maximální síle do 50% únosnosti spoje a počtu cyklů nepřesahující 100 cyklů globálně neporušuje šlachový spoj.
- 3) U vícepramenného stehu dochází k oddálení částí spoje při podstatně vyšší zátěžné síle než u jednoduchého spoje.



Obr. 2.3.1.1. Použité upínací čelisti

### 2.3.2 Rekonstrukce lokte

**Název publikované práce: A biomechanical study of a suture between the deltoid muscle and free tendon for reconstruction of the elbow extension.**

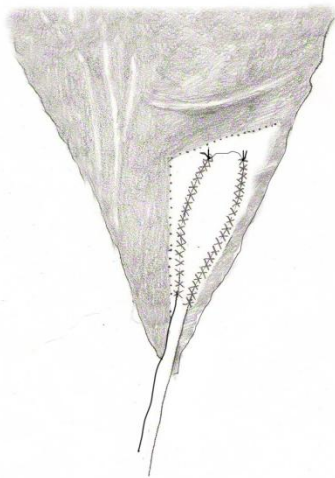
Cílem experimentu je zkoumání vhodného typu kotvení šlachového štěpu při rekonstrukci pohybu v lokti u tetraplegických pacientů a vyhodnocení pevnosti těchto spojení v tahu, vzhledem k případným svalovým spazmům a možnosti časného zatížení spoje.

Předmětem studie bude srovnání dvou typů spojení. U prvního spojení se jedná o o Hentzovu techniku transferu zadní porce deltového svalu s využitím fascie laty jako volného šlachového štěpu, který vytváří kolem distální části porce deltového svalu kuželový obal, jež je pomocí matracových stehů spojen s porcí svalu. Viz obr. 2.3.2.1. Vzorky tohoto spojení byly označeny A1 - A7 a rozměry všech spojení byly přibližně stejné. Délka kuželového obalu se švy byla asi 20 mm a také průměr přechodu mezi fascií latou a svalovou tkání byl 20 mm.

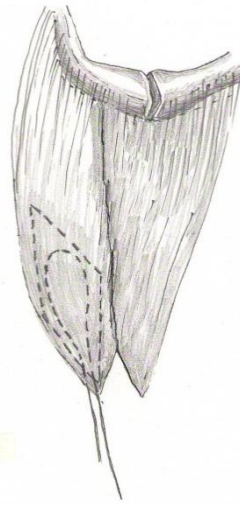


Obr. 2.3.2.1

Druhý typ spojení jehož vzorky byly označeny B1 - B7, je variantou fixace deltového svalu se šlachovým štěpem. Tuto techniku popsal Friden. Ke spojení využil fascie na vnitřní straně deltového svalu a šlachy musculus tibialis anterior. Obě části spojil pevnější technikou pokračujícího křížového stehu. Schématicky je Fridenova technika na obrázcích obr. 2.3.2.1 a, b.



Obr. 2.3.2.1 a



Obr. 2.3.2.1 b

- a) Pohled na vnitřní stranu deltového svalu s vyznačením prostoru, kde bývá zesílení fascie nepravidelného tvaru
- b) svalu s vyznačením prostoru, kde bývá zesílení fascie nepravidelného tvaru

- b) Zevní pohled na výslednou podobu spojení šlacha-sval

Základní hodnoty statistického zpracování výsledků měření jsou uvedeny v následující tabulce.

Fmax [N]	A	B
Počet vzorků	7	7
Minimální hodnota	39,0	60,0
Průměrná hodnota	65,9	112,0
Medián	65,0	104,0
Směrodatná odchylka	17,9	47,3
Maximální hodnota	95,0	177,0

Tab.2 Tabulka hodnot zpracovaných statistických veličin.

### **Závěr:**

Na základě experimentální studie, z biomechanického hlediska, byly prokázány lepší vlastnosti spojení typu B, tedy technika spojení popsaná Fridenem, která využívá fascie na vnitřní straně deltového svalu a šlachy musculus tibialis anterior, z následujících důvodů:

- a) Spojení typu B, vykazuje statisticky významně vyšší hodnoty pevnosti spojení, než spojení typu A.
- b) Spojení typu B vykazuje příznivější charakter rozložení deformace, než spojení typu A. Geometrie spojení B umožňuje rozložení zatížení na celou oblast spojení, a tím dosažení vyšší únosnosti. Významná je také skutečnost, že v oblasti spojení je menší hodnota protažení. U spojení typu B, ve střední oblasti spojení, se úsečka délky 25.8 mm protáhla o 2.8 mm, kdežto v případě spojení A, se ve stejné oblasti úsečka délky 17.7 mm protáhla o 14.9 mm, což vytváří nebezpečí trvalé elongace.

[1] Čížmář I., Zálesák B., Pilný J., Dráč P., Fialová J.: Possible restorations of the upper extremity motion in tetraplegic patients – 5 years clinical experience. Biomed pap Med Fac Palacky Olomouc Czech Repub 2006;150(2):313-9

[2] Friden J., Reinholdt C.: Current concepts in reconstruction of hand function in tetraplegia. Scand J Surg 2008;97:341-6.

[3] Friden J., Lieber R. L., Quantitative evaluation of the posterior deltoid to triceps tendon transfer based on muscle architectural properties. J hand Surg 2001;26A(1):147-55

[4] Moberg E., Surgical treatment for absent single-hand grip and elbow extension in quadriplegia. J Bone Surg 1975;57A(2):196-206

[5] Hentz V., Brown M., Keoshian I.: Upper limb reconstruction in quadriplegia: function assessment and proposed treatment modifications. J Hand Surg 1983;8(2):119-31

[6] Hentz V., Leclercq C.: Surgical rehabilitation of active elbow extension In: Hentz V., Leclercq C., editors Surgical rehabilitation of the upper limb in tetraplegia, London: W.B.Saunders; 2002, p. 97/117



## **2.4 Biomechanické problémy u kovových aloplastik se zhoršenou kvalitou kostní tkáně**

### **2.4.1 Biomechanická studie namáhání TEP Burch – Schneiderovy dlahy**

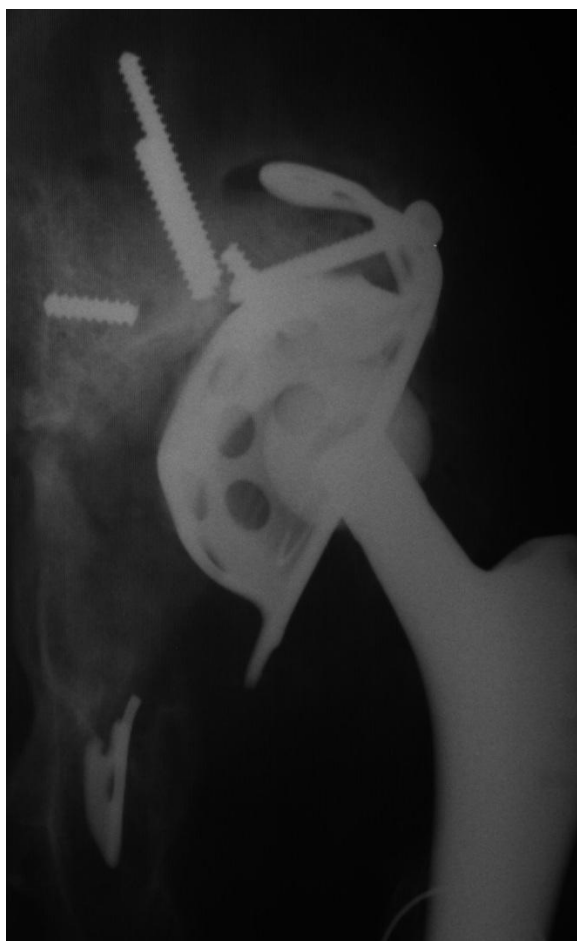
Název publikované práce: Biomechanická studie namáhání TEP Burch – Schneiderovy dlahy

#### 2.4.1.1 Komentář k publikované práci

Cílem studie bylo v první řadě posoudit způsob porušování Burch – Schneiderovy dlahy (dále BS dlahy), který se jevil lékařům, a zpočátku i mechanikům, absurdní. Z rtg. snímků je patrné, že dlahy se nejdříve poruší v místě, které je málo zatížené. Nicméně po porušení nastává devastace celé dlahy.

Postup posouzení je popsán v publikovaném článku. Vzhledem ke skutečnosti, že rtg. snímky jsou při násobném kopírování špatně čitelné a text v článku nemá barevné obrázky, dovolil jsem si některé části, v rámci komentáře vložit ještě jednou.

**Závěr:** Příčinou porušování je špatná kvalita kostní tkáně pod BS dlahou (nejvíce zatěžované místo) a „tuhé“ ukotvení dlahy v oblasti s dobrou kvalitou kostní tkáně (os ischi). Někteří výrobci provedli úpravu BS dlahy, což ale nebylo na základě našeho popudu.



Obr. 4.3 Porušená BS dlahy, velký úbytek kostní tkáně

## **2.4.2 Biomechanická studie namáhání TEP kolenního kloubu při úbytku kostní tkáně pod tibiálním platem.**

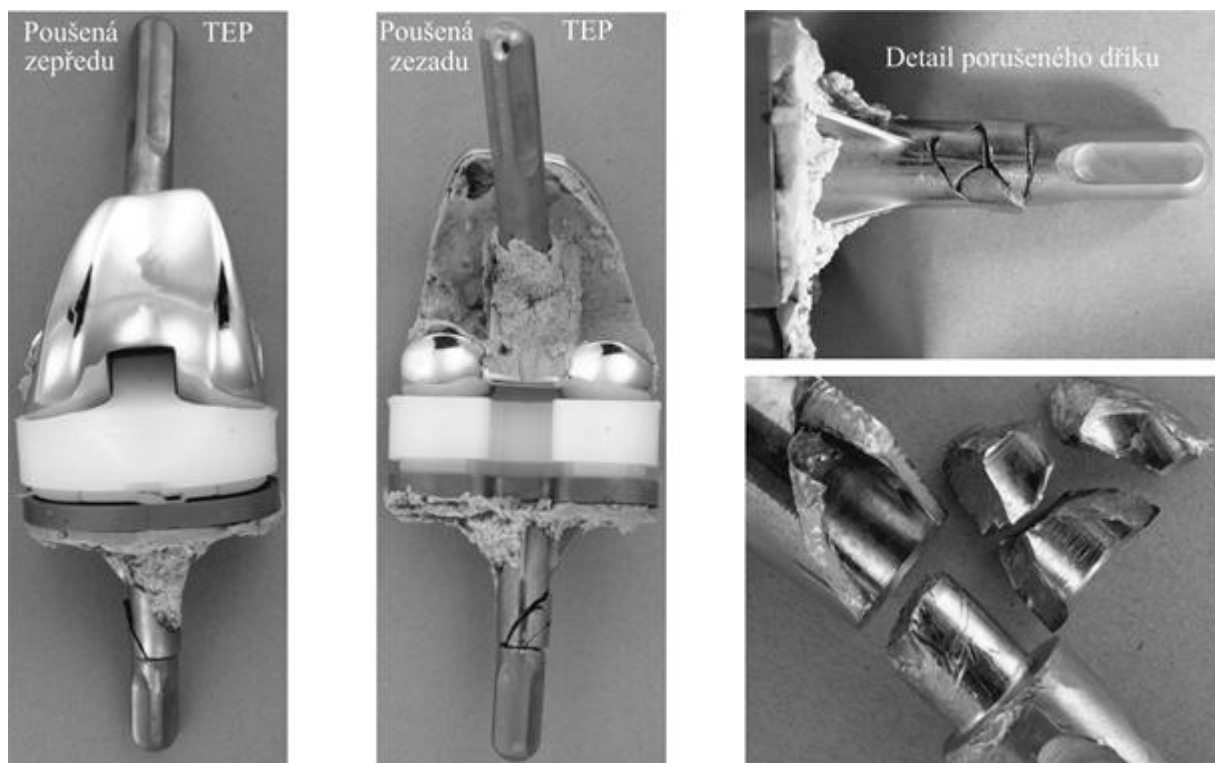
Název publikované práce: Fraktura tibiální komponenty TEP kolenního kloubu

### 2.4.2.1 Komentář k publikované práci

Cílem studie není detailní rozbor namáhání dřívku a popisu následného porušování, ale pouze kvalitativní (orientační i kvantitativní) posouzení, zda k danému poškození došlo v důsledku kumulace nepříznivých faktorů nebo, zda v případě úbytku kostní tkáně nastává situace, ve které lze očekávat porušení tibiálního dřívku TEP. Studie je provedena na základě porušení skutečné totální endoprotézy kyčelního kloubu.

Postup posouzení je popsán v publikovaném článku. Vzhledem ke skutečnosti, že rtg. snímky jsou při násobném kopírování špatně čitelné a v článku nejsou barevné obrázky, dovolil jsem si některé části, v rámci komentáře vložit ještě jednou.

**Závěr:** V případě úbytku kostní tkáně obdobně jako u BS dlahy a „Spotorno“ jamky je velká pravděpodobnost porušení tibiální komponenty TEP.



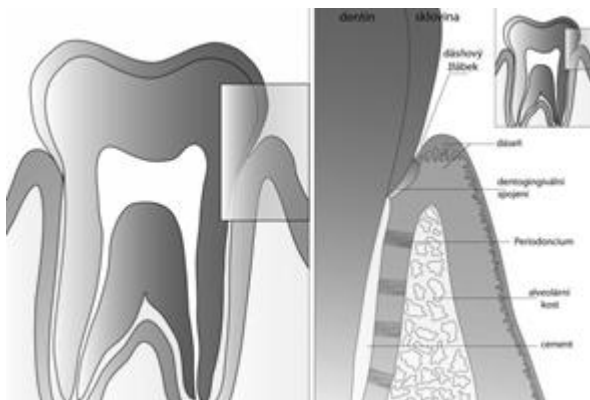
Obr. 2.4.2.1 Fotografie porušené totální endoprotézy kolenního kloubu

## 2.5 Dentální biomechanika

### 2.5.1 Komentář k publikované práci

Publikovaná práce : „**Bilinear elastic property of the periodontal ligament for simulation using a finite element mandible model**,“ vznikla v rámci zvýšené aktivity v oblasti dentální biomechaniky po roce 2005 na ÚMTMB a navázání spolupráce se Stomatologickou klinikou fakultní nemocnice u svaté Anny v Brně. Jeden z největších problémů v biomechanice souvisí s mezními stavy. Jak s jejich vymezením, tak určením odpovídajících materiálových charakteristik. Jednou z mála možností, v této oblasti, jsou srovnávací biomechanické studie, jejichž podstatou je srovnávání fyziologického stavu, se stavem, který je předmětem řešeného problému. Uvedené stavy musí být modelovány, pokud možno, na stejné rozlišovací úrovni.

V roce 2006 si zvolilo téma diplomové práce z oblasti stomatologické biomechaniky šest studentů čtvrtého ročníku specializace Inženýrská mechanika a biomechanika na ÚMTMB. Jejich témata pokryla problematiku deformačně-napět'ové analýzy základních typů dentálních implantátů, snížené dolní čelisti a sanovaných zubů. Viz poznámka 5.1. To umožnilo zaměření tématu disertační práce Ing. Libora Boráka na biomechanickou studii lidské dolní čelisti ve fyziologickém stavu. Jedním ze základních problémů této oblasti je modelování namáhání dolní čelisti v důsledku mechanické interakce při žvýkání. Prostor mezi zubem a dolní čelistí vyplňuje periodoncium. Viz Obr 5.1.



Obr. 5.1 Vrstvy v okolí zubu [2]

Periodoncium je souhrnné označení pro vazivo mezi cementem na povrchu kořene a kostním zubním lůžkem. Periodontální vlákna probíhají v úzkém štěrbinovitém prostoru všemi směry a podle lokalizace je můžeme rozdělit na supra a infraalveolární. Jejich hlavní funkcí je kotvení zubu ve výběžku alveolární kosti, zabránění rotace a útlum žvýkácí síly.

Obdobně jako dásněň, chrání i periodoncium kost před vlivy ústní dutiny. Umožňuje správnou funkci celého žvýkácího systému.

Je napojeno na cévní a nervovou soustavu. Mechanoreceptory v periodontální vláknech slouží jako senzory pro reflexní pohyb dolní

čelisti. Vlákna periodoncia jsou zakotvena do zubního cementu a alveolární kosti. Tato vlákna se nazývají Sharpeyova vlákna.

Během okluze je zub zatěžován, čímž dochází k deformaci periodoncia a současně pohybu zubu v lůžku. Mechanické vlastnosti periodoncia ovlivňují deformačně - napět'ové stavy v bezprostředním okolí periodontální štěrbině a v alveolární kosti. Úroveň modelu periodoncia významně ovlivňuje úroveň celého výpočtového modelu segmentu dolní čelisti se zubem. V případě biomechanické srovnávací analýzy i její úroveň a z ní vyvozené závěry.

Publikovaná práce pojednává o tvorbě bilineárního modelu materiálu periodoncia.

## 2.6 Veterinární biomechanika

### 2.6.1 Komentář k publikované práci

Publikovaná práce s názvem: **Comparison of the Resistance to Bending Forces of the 4.5 LCP Plate-rod Construct and of 4.5 LCP Alone Applied to Segmental Femoral Defects in Miniature Pigs,**

je srovnávací studií tuhosti femuru miniaturního prasátka s vytvořeným kostním defektem, stabilizovaným v jednom případě 4.5 LCP dlahou a v druhém případě 4.5 LCP dlahou s hřebem. Kostní defekty jsou vytvářené při in vivo experimentech, zabývajících se jejich hojením u miniaturních prasat transplantací mezenchymových kmenových buněk v kombinaci s biokompatibilními nosiči.

Ke stabilizaci kostního defektu aplikací dlahy a hřebu přistoupila MVDr. L. Urbanová a MVDr. R. Srnec po frakturách femuru s aplikovanou 4.5 LCP dlahou.

V rovině kolmé na podélnou osu prasete je femur namáhán kombinací tlaku a ohybu. Tento charakter namáhání je způsoben tím, že při pohybu, v uvedené rovině, má prase kopýtko přibližně v ose těla. Uvedená poloha kopýtka je analogická s polohou chodidla při chůzi člověka. Protože prase chodí po čtyřech, a ne po dvou končetinách jako člověk, uvedená skutečnost, mně nebyla zřejmá. Nezbyvalo, než se přesvědčit in natura viz obr.2.6.1.

Velikost ohybového momentu na dlaze ovlivňuje také laterální vyosení dlahy. Spojení femuru v kyčelním kloubu ani v kolenu nezamezuje natočení jednotlivých komponent, proto jsme vytvořili upínací misky, které umožňují natočení ve sledované rovině. Viz obr. 2.6.2.



Obr. 2.6.1 Postavení zadních končetin při chůzi prasete (Žofky)



Obr. 2.6.2 Zkušební vzorek v upínací misce

Deformace soustavy femuru s dlahou a hřebem je složitá. Hřeb se neohýbá ekvidistantně s dlahou. Deformace hřebu je závislá na tuhosti tkáně, ve které je zaveden a mechanické interakci na obou koncích femuru. Při natočení částí femuru dochází vtláčování hřebu do měkké kostní tkáně. Viz obr. 2.6.3.



Z obrázku 2.6.3 je patrné, že hřeb, který je v nedeformovaném stavu ve „středu“ průřezu se, po deformaci dostává téměř do kontaktu s povrchovou vrstvou kortikální kostní tkáně.

Závěr: Experiment jednoznačně prokázal zvýšení tuhosti soustavy zavedením hřebu.

Poznámka: Deformace femuru mini prasátka s dlahou a dlahou s hřebem byla následně řešena výpočtovým modelováním v rámci diplomové práce Ing. Radka Legerského.

Literatura: Legerský R., Deformačně napěťová analýza prasečího femuru, diplomová práce VUT Brno, FSI, 2011

Obr. 2.6.3 Deformace soustavy femuru mini prasátka s dlahou a hřebem.

### 3.0 Soubor uveřejněných prací zahrnutých do habilitační práce

- [1] FLORIAN Z., JANÍČEK P., STRAKA M., JANOVEC M.: Teoretické rozpracování silových poměrů v oblasti kyčelního kloubu po dětské aseptické nekróze hlavice stehenní kosti, sborník konference Biomechanika člověka '90, str. 42-45, 22. – 24.10.1990, Liblice
- [2] STRAKA M., JANOVEC M., FLORIAN Z., P. JANÍČEK P: Praktická aplikace teoretických poznatků o silových poměrech v oblasti kyčelního kloubu změněných aseptickou nekrózou, sborník konference Biomechanika člověka '90, str. 42-45, 22. – 24.10.1990, Liblice
- [3] FLORIAN, Z., KOTEK, V., MUŽÍK V., REINISCH, M. Mechanické vlastnosti krčních páteřních fixátorů. In *Mezinárodní vědecká konference při příležitosti 50 let založení Fakulty strojní*. Ostrava, Vysoká škola báňská - Technická univerzita Ostrava. p. 19 - 24. ISBN 80-7078-802.
- [4] FLORIAN, Z., WENDSCHE, P., KOTEK, V. Biokeramika Norian ve spinální chirurgii. In *MIĘZYNARODOWE SEMINARIUM MECHANIKI STOSOWANEJ*. GLIWICE 2001, Wydawnictwo Katedry Mechaniki Stosowanej 44-100 Gliwice. 2001. p. 29 - 34. ISBN 83-911764-6-0.
- [5] VESELÝ, R.; FLORIAN, Z.; WENDSCHE, P.; TOŠOVSKÝ, J. Biomechanical Evaluation of the MACSTL Internal Fixator for Thoracic Spinal Stabilisation. *ACTA VETERINARIA BRNO*. 2008. 77(1). p. 97 - 102. ISSN 0001-7213. (IF=0,395).
- [6] KOČIŠ, J.; NÁVRAT, T.; FLORIAN, Z.; WENDSCHE, P. Biomechanical testing of spinal segment fixed by thoracolumbar spine locking plate on the swine lumbar spine. *Biomedical Papers* . 2010. 154(4). p. 345 - 354. ISSN 1213-8118. (IF=0,716).
- [7] FLORIAN, Z.; REPKO, M.; NÁVRAT, T.; FUIS, V. Experimentální ověřování mechanických vlastností kliček a páteřních háčků při operační terapii neuromuskulárních deformit páteře a pánve způsobem dle Luqueho a Galvestonea. In *Experimental stress analysis 2005*. Brno. 2005. p. 17 - 28. ISBN 80-214-2941-0.
- [8] FLORIAN, Z.; ČIŽMÁŘ, I.; NÁVRAT, T. Experimentální modelování šlachových stehů. In *Experimental Stress Analysis*. Plzeň, Škoda výzkum s.r.o. 2004. p. 51 - 54 (4 p.). ISBN 80-239-2964-X.
- [9] ČIŽMÁŘ, I.; FLORIAN, Z.; NÁVRAT, T.; PALOUŠEK, D. A biomechanical study of a suture between the deltoid muscle and a free tendon graft for reconstruction of the elbow extension. *Biomedical Papers* . 2011. 155(1). p. 79 - 83. ISSN 1213-8118. (IF(2010)=0,716).
- [10] FLORIAN, Z.; GALLO, J.; JANÍČEK, P.; ŠLECHTOVÁ, M. Biomechanická studie Bursch-Schneiderovy dlahy. In *Computational Mechanics 2004*. Plzeň, Západočeská univerzita v Plzni, Plzeň 2004. 2004. p. 85 - 88. ISBN 80-7043-314-0.
- [11] SMIŽANSKÝ, M.; GALLO, J.; FLORIAN, Z.; NOVOTNÝ, R. FRAKTURA DŘÍKU TIBIÁLNÍ KOMONENTY TEP KOLENNÍHO KLOUBU. *Acta Chirurgie Orthopaedicae et Traumatologie Českoslovaca*. 2009. 2009(5). p. 428 - 434. ISSN 0001-5415. (IF=1,628).

[12] BORÁK, L.; FLORIAN, Z.; BARTÁKOVÁ, S.; PRACHÁR, P.; MURAKAMI, N.; ONA, M.; IGARASHI, Y.; WAKABAYASHI, N. Bilinear elastic property of the periodontal ligament for simulation using a finite element mandible model. *DENTAL MATERIALS JOURNAL*. 2011. 30(4). p. 448 - 454. ISSN 0287-4547. (IF(2010)=1,112).

[13] URBANOVÁ, L.; SRNEC, R.; PROKS, P.; STEHLÍK, L.; FLORIAN, Z.; NÁVRAT, T.; NEČAS, A. Comparison of the Resistance to Bending Forces of the 4.5 LCP Plate-rod Construct and of 4.5 LCP Alone Applied to Segmental Femoral Defects in Miniature Pigs. *ACTA VETERINARIA BRNO*. 2010. 79(4). p. 613 - 620. ISSN 0001-7213. (IF=0,534).



## 4.0 Literatura

- [1] Čihák, R., Anatomie 1, Avicem, 1987
- [2] DUNGL, P., et al. *Ortopedie*. 1. vydání. Praha : Grada Publishing, 2005. ISBN 80-247- 0550-8.
- [3] G. C. Lloyd-Roberts, M. H. Wetherill, M. Frasek, : Trochanteric advancement for premature arrest of the capital growth plate, *The journal of bone and joint surgery*, Vol. 67-B. No. I. January 1985
- [4] M. F. Macnicol, D. Makris, : Distal transfer of the greater trochanter *The journal of bone and joint surgery*, Vol. 73-B, No. 5, September 1991
- [5] KOUDELA, K., et al. *Ortopedie*. 1. vydání. Praha : Karolinum, 2004. ISBN 80-246-0654-2.
- [6] SOSNA, A. – VAVŘÍK, P. – KRBEC, M., et al. *Základy ortopedie*. 1. vydání. Praha : Triton, 2001. ISBN 80-7254-202-8.
- [7] Pauwels F.: *Biomechanics of The Normal and Diseased Hip*, Springer-Verlag Berlin Heidelberg New York, 1976 ISBN 3-540-07428-7
- [8] [http://is.muni.cz/el/1411/jaro2006/BFOR041/um/Vyuka\\_2006\\_-\\_poruchy\\_epifyz.pdf](http://is.muni.cz/el/1411/jaro2006/BFOR041/um/Vyuka_2006_-_poruchy_epifyz.pdf)
- [9] [www.ortopedicke.info/index.php?option=com\\_content...id](http://www.ortopedicke.info/index.php?option=com_content...id)
- [10] [www.ortopedicke.info/index.php?option=com\\_content&view=article&id=74&Itemid=57](http://www.ortopedicke.info/index.php?option=com_content&view=article&id=74&Itemid=57)
- [11] <http://www.spine.cz/index.php/cs/standardy/leceni-urazu-krcni-patere>
- [12] ŠLECHTOVÁ, M., KOČIŠ, J., FLORIAN, Z., NÁVRAT, T. Výpočtové a experimentální modelování páteřního prvku s aplikovaným fixátorem. In *Výpočtová mechanika 2003*. Nečtiny. 2003. p. 445 - 452. ISBN 80-7082-999-0.
- [13] Šlechťová, J. Kočiš, M., Florian, Z., Návrat, T. Computational and experiental modelling of the backbone element with applied fixator. In *Engineering Mechanics*. Svratka. 2004 p. 279 - 280. ISBN 80-85918-88-9.
- [14] [http://www.nemlib.cz/web/index.php?menu=1\\_33\\_12\\_57\\_38](http://www.nemlib.cz/web/index.php?menu=1_33_12_57_38)
- [15] <http://www.bbraun.cz/cps/rde/xchg/cw-bbraun-cs-cz/hs.xsl/products.html>
- [16] <http://www.spine.cz/index.php/cs/standardy/leceni-urazu-krcni-patere>
- [17] MARCIÁN, P.; KONEČNÝ, O.; BORÁK, L.; VALÁŠEK, J.; ŘEHÁK, K.; KRPALEK, D.; FLORIAN, Z. On the Level of Computational Models in Biomechanics Depending on Gained Data from Ct/Mri and Micro- Ct. In *MENDEL 2011 - 17th International Conference on Soft Computing. Mendel Journal series*. 1. Brno: Brno University of Technology, 2011. s. 255-267. ISBN: 978-80-214-4302- 0. ISSN: 1803- 3814.
- [18] MARCIÁN, P.; BORÁK, L.; FLORIAN, Z.; BARTÁKOVÁ, S.; KONEČNÝ, O.; NAVRÁTIL, P. Biomechanical study of the bone tissue with dental implants interaction. *Applied and Computational Mechanics*, 2011, roč. 2011, č. 2, s. 173-186. ISSN: 1802-680X.
- [19] Marcián, P., Borák, L. , Majer, Z., Florian, Z., Kaiser, J., Konečná, V., The Computational Model Of Dental Implant Interaction with bone tissue. 10th International Symposium on Biomechanics and Biomedical Engineering. In press.

- [20] BORÁK, L.; MARCIÁN, P.; FLORIAN, Z.; BARTÁKOVÁ, S. Biomechanical Study of Disk Implants, Part I. *Engineering Mechanics*, 2010, roč. 17, č. 1, s. 49-60. ISSN: 1802- 1484.
- [21] MARCIÁN, P.; FLORIAN, Z.; BORÁK, L.; KRPALEK, D.; VALÁŠEK, J. Biomechanical Study of Disk Implants, Part II. *Engineering Mechanics*, 2010, roč. 17, č. 2, s. 111-121. ISSN: 1802- 1484.
- [22] MARCIÁN, P.; PETRLÍKOVÁ, H.; FLORIAN, Z.; BORÁK, L.; MRÁZEK, M. Stress strain analysis of dental implants. In *11th International Scientific Conference Applied Mechanics 2009*. Smolenice: Institute of Applied Mechanics and Mechatronics, Faculty of Mechanical Engineering, Slovak University of Technology in Bratislava, 2009. s. 63-64. ISBN: 978-80-89313-33- 4.
- [23] MARCIÁN, P.; MAJER, Z.; ŘEHOŘEK, L.; FLORIAN, Z.; DLOUHÝ, I. Chapter 47: Estimation of the properties porous structures by experiment and modelling. In *DAAAM International Scientific Book 2011*. 10. Vienna: DAAAM International Vienna, 2011. s. 573-584. ISBN: 978-3-901509-84- 1.
- [24] MARCIÁN, P.; MAJER, Z.; FLORIAN, Z.; DLOUHÝ, I. Stress Strain Analysis of High Porous Ceramics. *Advanced Materials Research*, 2012, roč. 482- 484, č. 1, s. 1330-1333. ISSN: 1022- 6680.
- [25] Višna P., Hart R.: Chrupavka kolena, MAXDORF 2006, ISBN 80-7345-084-4
- [26] Poul Jan et al.: Dětská ortopedie, Galen 2009, ISBN 978-80-7262-622-9
- [27] Smrčka V., Kuželka V., Povýšil C.: Atlas chorob na kostních preparátech, ACADEMIA Praha 2009, ISBN 978-80-200-1765-9
- [28] Pilný J., Slodička R.: Chirurgie ruky, Grada 2011, ISBN 978-80-247-3295-4
- [29] Pilný J., Čižmář I. A kol.: Chirurgie zápěstí, Galén 2006, ISBN 80-726-262-3761
- [30] Čižmář I., Ehler E., Calabová N., Vinter R., Palčák j.: Obnova pohybu u pacientů s vysokou míšní lézí, *Acta chirurgiae orthopaedicae et traumatologiae chechoslovaica*, 77, 2010, p. 494-500.
- [31] ČIŽMÁŘ I., WENDSCHE P., VIŠŇA P., FRANCŮ, M., KOČIŠ, J.: Chirurgická rehabilitace horní končetiny u tetraplegických pacientů - principy a první zkušenosti. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*, Česká lékařská společnost J.E. Purkyně. ISSN 1211-2658, 2003, vol. 10, no. 2, s. 65-71.
- [32] Aebi M., Thalgott J.S., Webb J.K. (eds.): *AO ASIF Principles in Spine Surgery*. Springer Berlin, 1998.
- [33] Bottle M.J., Garfin S.R., Byrne T.B., Woo S.L.Y., Nickel V.L.: The halo skeletal fixator. Principles of application and maintenance. *Clin. Orthop.Rel.Res.*, 239, 1989, s. 12-18.
- [34] Coe J.D., Warden K.E., Sutterlin C.E., Mac Affee P.: Biomechanical evaluation of cervical spine stabilization methods in a human cadaveric model. *Spine* 14, 1989, s. 1122-1130.
- [35] Jeanneret B: Posterior transarticular screw fixation of C1-C2. *Techniques in Orthopaedics*, 9, 1, 1994
- [36] Jeanneret B.: Posterior rod system of the cervical spine: a new implant allowing optimal screw fixation. *Europ. Spine J.*, 5, 5, 1996, s. 350-356.
- [37] Magerl F., Grob D., Seemann P.: Stable dorsal fusion of the cervical spine (C2-Th1)

- using hook plates. In: P.Kehr and A.Weidner (eds.): Cervical spine. Springer, Wien-New York, 1987, s.217-221.
- [38] Panjabi M.M.: Biomechanical evaluation of spinal fixation devices. Part I: A conceptual framework. Spine 13, 1988, s. 1129-1134.
- [39] Roy-Camille R., Saillant G., Mazel C.: Internal fixation of the unstable cervical spine by a posterior osteosyntheses with plates and screws. The cervical spine. Ed. by The Cervical Spine research Society. Lippincott, Philadelphia, 1989, s.390-403.
- [40] Ross J.S., Bell G.R.: Imaging of the cervical spine. Sem.Spine Surg., 9, 1, 1997, s.17-27  
Sasso R.C., Jeanneret B., Fischer K., Magerl F.: Occipitocervical fusion with posterior plate and screw instrumentation: a long-term follow-up study. Spine, 19, 20, 1994, s.2364-2368.
- [41] Smith M.D., Kotzaar G., Yoo J., Bohlmann H.: A biomechanical analysis of atlantoaxial stabilization methods using a bovine model. C1-C2 fixation analysis. Clin.Orthop.Rel.Res., 290, 1990, s. 285-295.
- [42] Vlach O., Kubeš J.: Kombinace anterolaterálního krčního a vysokého transthorakálního přístupu u deformit páteře cervikothorakálního přechodu. Acta chir. Orthop. Traum. Cechosl. 51, 1984, 5, s. 392-395.
- [43] Wendsche P: Současný trend léčení krční páteře. Úraz.chir. 4, 3, 1996, s. 1-34.
- [44] White A.A., Southwick W.O., Panjabi MM.: Clinical instability in the lower cervical spine: A review of past and current concepts. Spine 1, 1997, s. 15-27.
- [45] Chou, H.Y., et al., Predictions of bone remodeling around dental implant systems. Journal of Biomechanics (2008)
- [46] KOČIŠ, Ján - WENDSCHE, Peter - MUŽÍK, Vladimír - BILIK, Andrej VESELÝ, Radek - JANŮ, Iva. Minimálně invazivní torakoskopicky asistovaný transdiafragmatický přístup při ošetřování předního sloupce torakolumbálního přechodu. , Acta Chirurgiae Orthopedicae et Traumatologiae Českoslovaca. ISSN 0001-5415, 2009, vol. 76, no. 3, 7 s.
- [47] Vokurka M., Hugo J. a kol.: Velký lékařský slovník 5. Vydání, MAXDORF, ISBN 80-7345-058-5
- [48] Borovanský L. a kol.: Soustavná anatomie člověka, SZN Praha 1967
- [49] Filipowicz D., Lanz O., McLaughlin R., Elder S., Werre S.: A biomechanical comparison of 3.5 locking compression plate fixation to 3.5 limited contact dynamic compression plate fixation in a canine cadaveric distal humeral metaphyseal gap model, Vet Comp Orthop Traumatol 4/2009
- [50] Hulse D., Hyman W., Nori M., Slater M.: Reduction in Plate Strain by Addition of an Intramedullary Pin, Veterinary Surgery 26:45 1 - 459, 1997
- [51] LCP Locking Compression Plate, Návod k použití  
<http://www.synthes.com/sites/intl/CZ/czech/Documents/126.000.019.pdf>
- [52] Veterinární LCP Locking Compression Plate  
<http://sites.synthes.com/MediaBin/International%20DATA/034.000.668.pdf>