

---

# POHYBOVÉ ÚSTROJÍ

ročník 8, 2001, číslo 2

## REDAKČNÍ RADA

VEDOUČÍ REDAKTOR:	MUDr. Ivo Mařík, CSc.
ZÁSTUPCE VEDOUČÍHO REDAKTORA:	Prof. Ing. Miroslav Petrtýl, DrSc.
V DEKČNÍ SEKRETÁ :	MUDr. Miloslav Kuklík, CSc.
Prof. MUDr. Milan Adam, DrSc.	Doc. MUDr. Petr Korbela, CSc.
Prof. MUDr. Jaroslav Blahoš, DrSc.	Doc. MUDr. Vladimír Kříž
Doc. RNDr. Pavel Bláha, CSc.	Doc. RNDr. Ivan Mazura, CSc.
Prof. Ing. Jan Čulík, DrSc.	Prof. MUDr. Ctibor Povýšil, DrSc.
Doc. MUDr. Ivan Hadraba, CSc.	Doc. MUDr. Milan Roth, DrSc.
Prof. RNDr. Karel Hajniš, CSc.	MUDr. Václav Smrčka, CSc.
Ing. Hana Hulejová	Doc. PhDr. Jiří Straus, CSc.
Prof. MUDr. Josef Hyánek, DrSc.	MUDr. Jan Všetivka
Prof. PhDr. Vladimír Karas, DrSc.	RNDr. Otto Zajíc, CSc.
Prof. MUDr. Jaromír Kolář, DrSc.	

## EDITORIAL BOARD

Dr. Michael Bellemore, F.R.A.C.S., Westmead NSW 2145, Sydney	Prof. Dr. Med. Zoran Vukasinovic, Belgrade, Yugoslavia
Doc. Dr. Med. Kazimierz S. Kozlowski, M.R.A.C.R., Westmead NSW 2145, Sydney	Prof. Dr. Ing. Romuald Bedzinski, Politechnika Wroclawska, Poland

Odpovědný redaktor: MUDr. Petr Zubina

---

## Pohybové ústrojí. Pokroky ve výzkumu, diagnostice a terapii.

ISSN 1212-4575

Vydává Ortotika s.r.o., Ambulantní centrum pro vady pohybového aparátu,

Společnost pro výzkum a využití pojivových tkání

a Katedra antropologie a genetiky člověka, P F UK v Praze.

Vychází 4x ročně. Roční předplatné 240 Kč. Excerptováno v Excerpta Medica.

Tiskne PeMa, Nad Primaskou 5, Praha 10. Podílová sazba Ortotika s.r.o.

ve spolupráci s MUDr. Petrem Zubinou ([petr\\_zubina@quick.cz](mailto:petr_zubina@quick.cz)).

Návrh obálky Rudolf Štorkán.

Objednávky přijímá Ortotika s.r.o., Křižkova 78, 186 00 Praha 8,

tel./fax/zázn.: (02) 232 7808 nebo Ambulantní centrum pro vady pohybového aparátu,

Olšanská 7, 130 00 Praha 3, tel./fax: (02) 697 2214.

Rukopisy zasílejte na adresu MUDr. Ivo Mařík, CSc., Žitomířská 39, 101 00 Praha 10,

e-mail: [ambul\\_centrum@volny.cz](mailto:ambul_centrum@volny.cz) ve formátu doc, rtf na disketu. Vydavatel upozorňuje,

že za obsah inzerce odpovídá výhradně inzerent. časopis jakožto nevýdělečný

neposkytuje honoráře a za otištění příspěvků.

---

# LOCOMOTOR SYSTEM

## Advances in Research, Diagnostics and Therapy

Published by Ambulant Centre for Defects of Locomotor Apparatus, Dept. of Anthropology and Human Genetics, Faculty of Science Charles University in Prague, Ortotika s.r.o. and Society for Connective Tissue Research and Biological Use, Prague, Czech Republic.

### Call for papers

Support this journal by sending in your best and most interesting papers. Publication will normally be within six months of acceptance. The journal appears four times in a year.

Chief editor:	Ivo Mařík
Associate Editor:	Miroslav Petrátl
Scientific Secretary:	Miloslav Kuklík
Responsible Editor:	Petr Zubina

### Editorial Board:

Milan Adam	Jaromír Kolář
Romuald Bedzinski	Petr Korbelář
Michael Bellemore	Kazimierz Kozłowski
Jaroslav Blahoš	Vladimír Kříž
Pavel Bláha	Ivan Mazura
Jan Bulík	Čtibor Povýšil
Ivan Hadraba	Milan Roth
Karel Hajniš	Václav Smrčka
Hana Hulejová	Jiří Straus
Josef Hyánek	Zoran Vukasinovic
Vladimír Karas	Jan Všetivka
	Otto Zajíček

Submitted papers: Locomotor System will review for publication manuscripts concerned with progress in research of connective tissue and biological use, diagnostics, medical and surgical therapy mainly in the fields of orthopaedic surgery, dysmorphology (multiple congenital abnormalities of skeleton) and plastic surgery, biomechanics and biorheology, clinical anthropology and paleopathology.

The journal has an interdisciplinary character which gives possibilities for complex approach to the problematics of locomotor system. The journal belongs to clinical, preclinical and theoretical medical branches which connect various up-to-date results and discoveries concerned with locomotor system.

Papers published in the journal are excerpted in EMBASE / Excerpta Medica. Contents of journals and summaries of papers are available at Internet: [www.ortotika.cz](http://www.ortotika.cz). We prefer the manuscripts to be prepared according to Uniform Requirements for Manuscripts Submitted to Biomedical Journals (Vancouver Declaration, Brit med J 1988; 296, pp. 401-405).

---

# POHYBOVÉ ÚSTROJÍ

## 2/2001

Pokroky ve výzkumu, diagnostice  
a terapii

# LOCOMOTOR SYSTEM

## 2/2001

Advances in Research, Diagnostics  
and Therapy

### OBSAH

#### SOUBORNÉ REFERÁTY

- Ku erová M. Etické problémy nových  
poznatk  
ve výzkumu lidské genetiky ..... 59  
Dufek P. Rehabilitace po implantaci  
totální endoprotézy  
kolenního kloubu ..... 62

#### P VODNÍ PRÁCE

- Karski T, Makai F, Rehak L, Karski J,  
Madej J, Kalakucki J. Nová metoda  
rehabilita ního lé ení idiopatické  
skoliózy. Závislost výsledk na v ku d tí  
a stupni deformity ..... 66  
ulík J, Ma ík I. Silové p sobení  
ortézy s vysokým p edp tím na femur a  
tíbií ..... 74  
ulík J. Sestavení modelu dlouh  
kosti pro ešení napjatost  
na po íta í ..... 82

#### KASUISTIKY

- Smr ka V, Ma ík I, Juliš I. Isolovaný typ  
plantární fibromatózy - Ledderhose v  
syndrom ..... 88

#### KONFERENCE

- Š oví ková J. XVII. setkání  
Federace evropských spole ností pojivové

### CONTENTS

#### REVIEWS

- Ku erová M. Ethical problems of new  
knowledge at research  
of human genetics ..... 59  
Dufek P. Rehabilitation after the total  
knee replacement ..... 62

#### ORIGINAL PAPERS

- Karski T, Makai F, Rehak L, Karski J,  
Madej J, Kalakucki J. The new  
rehabilitation treatment of so-called  
idiopathic scoliosis. The dependence of  
results on the age of children and the  
stage of deformity ..... 66  
ulík J, Ma ík I. Force effects of orthosis  
with high prestress  
to femur and tibia ..... 74  
ulík J. Composition of a model of long  
bone for the stress state solving on  
computer ..... 82

#### CASE REPORTS

- Smr ka V, Ma ík I, Juliš I. Isolated type  
of plantar fibromatosis - Ledderhose's  
syndrome ..... 88

#### CONFERENCES

- Š oví ková J. XVIIth meeting of the  
Federation of the European Connective

---

tkán , Patras, ecko: 1. - 5. 7. 2000..... 93

Tissue Societies, Patras, Greece: July 1 - 5  
2000 ..... 93

**ŽIVOTNÍ JUBILEUM**

Prof. Ing. Miroslav Petrtýl, DrSc.  
šedesátníkem ..... 100

**ANNIVERSARIES**  
Anniversary of Miroslav Petrtýl ..... 100

ort**o**tika s.r.o.

## ETICKÉ PROBLÉMY NOVÝCH POZNATK VE VÝZKUMU LIDSKÉ GENETIKY

M. KU EROVÁ

Subkatedra lékařské genetiky IPVZ, oddělení lékařské genetiky, Fakultní Thomayerova nemocnice,  
Praha

### SOUHRN

Mapování lidského genomu v roce 2001 zaznamenalo velký pokrok. Pesto je znalost skladby lidské DNA pouze za átkem. Nové genetické metody i výzkum musí být prováděny za přísných etických pravidel, aby nepoškodily testovaného a přinášely prospěch celé společnosti. Odborníci i veřejnost by měli být v tomto směru objektivně informováni a vzděláváni. Mělo by se zamezit falešným populistickým informacím v médiích.

*Klíčová slova: mapování lidského genomu, etické problémy.*

### SUMMARY

Kučerová M. **Ethical problems of new knowledge at research of human genetics.** The mapping of human genome has achieved great progress in 2001. Nevertheless the knowledge of structure of human's DNA is only the beginning of this research. New genetic methods and this research have to be done under severe ethical rules, because they cannot be harmful for tested persons and they have to bring progress for the whole society. Specialist-physicians and the whole population should be truthfully informed

in this field and also educated. Populistic informations in media should be forbidden.

*Key words: mapping of human genome, ethical problems.*

Mapování lidského genomu, které bylo zahájeno přibližně před 10 lety, ukončilo v posledním období velký pokrok a základní poznatky o skladbě lidské DNA byly shrnuty a zveřejněny v letošním roce (5). Je mylný názor, na kterých populistických zpráv v různých médiích, že je ukončena významná část výzkumu lidského genomu. Opak je pravdou. Dosažené znalosti pouze zahajují dlouhodobý výzkum, který až v několikaleté budoucnosti dokáže pochopit podrobně funkce jednotlivých lidských genů a jejich vzájemné působení, vliv zevního prostředí a životního stylu. Genová terapie je ještě ve vzdálenější budoucnosti, ale nejnovější poznatky otevírají k ní první bránu.

Mapování lidského genomu a nové poznatky o genech, které do určité míry ovliví budoucí onemocnění organismu, které však není jisté a ani je nelze přesně odhadnout, otevírají řadu etických problémů pro lidskou společnost.

Hlavní etické problémy přinášejí otázky: Kdo bude vlastníkem informace o lidském genomu? Kdo bude mít přístup k informacím o něm? Za jakých podmínek?

---

Jak bude regulováno komerční využití těchto informací? Jaký bude režim genetického testování? Měly by být za určitých podmínek i povinné? Kdo konkrétně bude mít přístup k výsledkům? /testovaný, zaměstnavatel, pojišťovna, rodič?/ (3).

Známý genetik N.E. Morton (6) navrhuje mezinárodní pravidla pro tuto problematiku:

- 1) zákony řídící genetiku by měly být dobrovolně přijatelné a nedirektivní,
- 2) populační genetika nesmí být krutá, musí chránit děti,
- 3) má bránit zájmy populace výchovou, pravidly lékařských služeb a ochranou osobnosti.

P. Harper, anglický genetik, na mezinárodním genetickém kongrese v roce 2000 (2), zdůraznil, že zatím klinická a molekulární genetika zná genetickou etiologii podrobně pouze u nejzávažnějších monogenních chorob, které jsou velmi závažné, ale mají nízkou frekvenci v populaci. Polygenní choroby (nádory, ischemická choroba srdce, diabetes mellitus, astma, Alzheimerova choroba, deprese a další) zatím jsou pouze v rámci genetického zkoumání a ve spolupráci specialistů nejeví dostatečný zájem o genetické příčiny těchto onemocnění. Měly by se zlepšit a aktualizovat jejich genetické vzdělání. Je nutné reálně informovat veřejnost o nových poznatcích a zamezit nepravdivým a nesprávným údajům v tisku a televizi.

Mezinárodní organizace pro mapování lidského genomu-HUGO- sestavila etický výbor (4), který má hlídat pravidla pro uplatnění výsledků výzkumu lidského genomu. Tento výbor zdůrazňuje, že uvedený výzkum je součástí obecného vlastnictví všech lidí. Je nutné přitom

dodržovat mezinárodní pravidla lidských práv a zachovávat lidskou důstojnost a svobodu. Celé lidstvo se má podílet na výzkumu a mít z něj prospěch, který nesmí být limitován jen na účel čistěho výzkumu. Výsledky by se měly ihned promítnout do podpory zlepšení zdraví a všichni účastníci výzkumu mají být podrobně informováni o výsledcích a morálně oceněni.

My, kliničtí genetici si velmi ceníme zrychleného rozvoje výzkumu na tomto poli a těšíme se, že budeme schopni v nejbližší době postupně nabídnout terapii i těm postiženým jedincům a jejich rodinám.

Závěrem bych chtěl upozornit na prozíravost a vzdělanost našeho velmi humanitního spisovatele Karla Čapka (1), který již koncem třicátých let 20. století, kdy v číně populace, včetně vlády a lékařů, o genetice mnoho nevěděla, napsal ve svém románě „Obyčejný život“ tento svůj náhled na život člověka: „Je hrozné, když si člověk představi tu nahodilost života. Mohli se setkat dva jiní z milionů zárodků a byl by jiný člověk, nebyl by to potom já, nýbrž neznámý bratr, a bůh suď, co by to bylo za divného chlapa. Mohl se narodit ten který jiný z tisíců nebo milionů možných bratrů. Nu, byl jsem to já, kdo vytáhl ten pravý los a oni ostrouhali kolečka. Co dělat, nemohli se narodit všichni.“ „Přemýšlejte si z této spousty možností, se kterými přicházíme na svět, vybral jiné, a byl by to docela jiný člověk. Možná, že se už biologicky rodíme jako mnohost, jako takový zástup, a teprve vývojem, prostředím a okolnostmi se z nás udělá víceméně jeden člověk.“

---

## LITERATURA

1. apek K. Oby ejný život.
2. Harper P. Can testing for risk factors be useful? Europ.J.Hum.Genet.Supplement 1, 8, 2000, s. 33.
3. Hatina J, Sykese B. Mapování lidského geneomu. V: Léka ská genetika, problémy a p ístupy. Academia, 1999.
4. HUGO Ethics Committee statement on benefit sharing. Clin.Genet. 58, 2000, s. 364-366.
5. Jasny B.R., Kennedy D. The Human Genome. Science, 291, 5507, 2001, s. 1153-1154.
6. Morton N.E. Genetic aspects of populationpolicy. Clin. Genet. 56, 1999, s. 105-109.

### Adresa:

**Prof. MUDr. M. Ku erová, DrSc.**  
Subkatedra léka ské genetiky IPVZ  
OLG FTN  
Víte ská 800  
140 59 Praha 4 - Kr  
tel./fax: 02/417 28 227

## REHABILITACE PO IMPLANTACI TOTÁLNÍ ENDOPROTÉZY KOLENNÍHO KLOUBU

P. DUFEK

Orthopedie Klinikum Neustadt  
Am Kiebitzberg 10, D - 23730 Neustadt, N mecko

### SOUHRN

Implantace totálních endoprotéz kolenních kloubů má celosvětovou stoupající tendenci nejen absolutní, ale i relativní k počtu implantací kyčelních náhrad. Dobrý funkční výsledek je závislý nejenom na korektní implantaci, ale i na adekvátní rehabilitaci. Autor představuje principy pooperační rehabilitace na základě vlastních zkušeností s implantací a rehabilitací 2500 bikondylárních endoprotéz. Je představeno schéma mobilizace pacienta po operaci, použití elektrických pohyblivých dlah (CPM). Podrobně se autor zabývá vedením pohybové léčby k dosažení optimální flexe a zejména extenze kolenního kloubu, která je pro funkční výsledek operace podstatná. *Klíčová slova: totální náhrada kolenního kloubu, rehabilitace.*

### SUMMARY

Dufek P. **Rehabilitation after the total knee arthroplasty.** The implantations of the total knee endoprostheses grow successively not only absolutely, but also relatively to the implantations of the hip joint replacement.

The good clinical result depends not only on operative technique but also on the rehabilitation. The author introduces the principals of the postoperative care and rehabilitation based on his experience with about 2500 total knee resurfacing replacements. The scheme of patient mobilisation and the use of Continuous Passive Motion (CPM) is introduced. The exact description of the knee movement therapy is present to show the importance of full range of motion. The full extension is essential for the clinical result of the implantation.

*Key words: total knee replacement, rehabilitation.*

### ÚVOD

V posledních pěti letech došlo ve vývoji implantací velkých kloubů ke kvantitativním změnám. Zatímco ještě začátkem a v polovině 90. let byl poměr implantací endoprotéz kyčelních a kolenních kloubů 3:1, poslední dobou se i v Evropě (podobně jako v USA) přibližuje počet implantací kolenního kloubu počtu implantací kyčle. Je to dáno zlepšením kvality kolenních implantátů, většími zkušenostmi operátorů a připraveností



nemocných si i v relativně mladším věku endoprotézu nechat implantovat. Hlavní motivací zde bývá zlepšení životní kvality (quality of life), která je v souladu s vývojem osobnosti v současně společnosti, zachováním zaměstnání, sportovním provozováním zájmové činnosti a sportu. Nedílnou součástí klinického úspěchu operace je úspěšná a adekvátní rehabilitace. Úzká spolupráce chirurga a rehabilitačního lékaře je pro konečný výsledek operace velmi důležitá.

Pacient by měl být již před operací s příbřežní pooperační léčbou a rehabilitací podrobně informován a psychicky připraven. V pooperačním období musí rodina společně se zdravotnickým personálem pacienta zbavit obav z operace, aby pacient v pooperačním období aktivně spolupracoval. Jen tak má rehabilitace naději na úspěch. Pacient se v pooperačním období musí zotavit nejenom z operačního bolestivého stavu, ale i ze stavu předoperační patologické funkce artritického kolena.

*Cíle rehabilitace po implantaci kolenního kloubu:*

- odstranění bolesti
- zlepšení pohyblivosti kolenního kloubu - mobilizace pacienta
- příprava na činnost všedního dne - nezávislost na cizí pomoci
- aktivní návrat do sociálního a pracovního prostředí.

## **KONTROLA POOPERAČNÍCH BOLESTÍ A OTOKU**

Po operaci mohou silné bolesti a otok kloubu zabránit nebo brzdit časnou rehabilitaci a mobilizaci pacienta. Číselná analgetická léčba umožní tzv. časnou

rehabilitaci v prvních 7-14 dnech po operaci. V prvních dnech jde analgetickou léčbu anesteziolog epidurálním katetrem nebo femorální blokádou. V dalších dnech je dobré podávat sedativa a nesteroidní antiflogistika (indomethacin, ibuprofen) po dobu jednoho až dvou týdnů. Vedle analgetického účinku působí tyto léky proti iritaci synoviální membrány a tím omezují tvoření pooperačního výpotku.

Otok kloubu je akutní nebo chronický problém v rehabilitaci. Omezuje pohyb kloubu, zhoršuje mobilizaci a vede ke chronickému bolestivému stavu. Je všeobecně známo, že elastická bandáž a zvýšené polohování končetiny vede k redukci pooperačního otoku. Místo bandáže se mohou používat i kompresivní punochy. Použití *kryoterapie (léčba chladem)* je velmi důležitá a ortopedie ji používá z traumatologie. Používá se buď chladících polštářků s gelem (ukládají se v lednici, délka účinku 30-40 minut), nebo kontinuálním chlazením manžet s cirkulující chladnou vodou (Cryocuff). Důležité je, že účinek chladu nesmí být přímo vystaven k kůži, zejména v oblasti pately, kde by mohlo dojít k nekrotizaci. Proto se jako mezivrstva používá textil. Kontraindikací je porucha prokrvení končetiny při stenóze a. femoralis a sekundární léčení rány.

Důležitá část antiedémové terapie je použití elektrických pohyblivých dlahových přístrojů k pasivnímu konstantnímu pohybu (CPM - *Continuous Passive Motion*). Léčba významně redukuje otok nejenom zvýšenou polohou kolena, ale podporuje i odtok venósní krve a lymfy. Léčba je doplněna lymfodrenáží, která je kontraindikována u trombózy (1,2).

---

## MOBILIZACE PACIENTA

začíná první den po operaci a spoluprací. Je úkolem lékaře a rehabilitačního pracovníka pacienta přiměřeně motivovat. Pacient je první den postaven před postel, na lůžku provádí dechová cvičení v rámci profylaxe trombozy a cvičení horních končetin. 2. a 3. den se začíná s nácvikem chůze, která se zahajuje sezením na okraji lůžka a isometrickým cvičením svalu. Pacient podle fyzického stavu trénuje chůzi na podpažních pomůckách nebo v podpažním chodítku. Zatížení končetiny je asi 20-30 kg, zatížení se stupňuje podle bolestivosti a otoku kloubu. U cementovaných totálních náhrad kolena se postupuje se zatížením poměrně rychleji než po operaci kyčelního kloubu. Komponenty jsou cementované a při operaci nedochází k tak velké traumatizaci svalu jako při operaci kyčelního kloubu.

Stehy se odstraní při primárním hojení rány mezi 12 - 14 dnem. Při ožizvu v období rehabilitace provádí terapeut a později pacient masáže obsahující vaselinu. Keloidní jizvy v oblasti kolena jsou extrémní výjimkou. Po zhojení rány následuje léčba ve vodě - buď individuálně nebo ve skupině, ke zlepšení pohyblivosti kloubu a zlepšení svalové síly. Pacient nacvičuje chůzi vždy symetricky až do úplného zatížení, nikdy nesmí chodit o 1 holi. Významný je i nácvik chůze do schodu a ze schodu. Při chůzi do schodu se nastupuje na vyšší schod neoperovanou končetinou, následuje odlehčení operované končetiny a na závěr podpora holi. Cvičení může následovat i s pomocí zábradlí. Při chůzi ze schodu následuje napřed krok operovanou končetinou s holí, neoperovaná končetina následuje.

## POHYBLIVOST KOLENNÍHO KLOUBU

Nejdůležitější cíl v rehabilitaci po TEP kolena je dosáhnout dobré a bezbolestné pohyblivosti v kloubu. Jenom plná extenze a dobrá flexe v kolenním kloubu (95 - 115 stupňů) umožní pacientovi uspokojivý návrat do všedního života (2,3). Studium fyziologie kolenního kloubu ukázalo, že při chůzi na rovině je potřeba flexe v koleni 54 stupňů, pro chůzi do schodu 104 stupňů a ze schodu 97 stupňů. Podle našich zkušeností je dosažení flexe 95 stupňů a plné extenze pro normální život dostatečné. Již flek ní kontraktura 10 stupňů limituje aktivity pacienta. Zejména pro chůzi je plná extenze ve fázi vykročení a přenesení váhy nesmírně důležitá. S nácvikem pohybu kolena se začíná zpravidla 3. den operaci, pokud se rána primárně hojí. Koleno je pasivně cvičeno fyzioterapeutem, dále aktivně s pomocí a používá se dále 3x denně elektrických pohyblivých dlah (CPM). Zásadně platí, že se cvičí až do hranice bolestivosti. První týden po operaci musí být dosaženo 60 stupňů, 14.-18. den 90 stupňů flexe. V naší rehabilitační praxi se osvědčilo cvičení tzv. aktivně asistované flexe - pacient aktivně flektuje kyčel, terapeut má břec pacienta na rameni a posunem svého těla v souladu s flexí kyčle pacienta pasivně flektuje pacientovo koleno až do prahu bolestivosti. Extenze se cvičí polohováním končetiny, isometrickými cviky - dorzální flexí nohy a protlačením kolena k podložce, extenze se cvičí ve stoje. Po zhojení rány a odstranění stehů je léčba doplněna cvičením ve vodě. V dalším průběhu rehabilitace je vedle zlepšení pohyblivosti důležitá i posilování svalstva, zejména kvadricepsu, který má pro stabilitu kolena rozhodující význam.

Léba nemusí být vždy úspěšná. Pokud pacient docílí v prvních dvou až třech týdnech pohyblivosti jenom 60 -70 stupňů flexe, je nutná *mobilizace kolena v narkóze*. Omezení pohybu je způsobeno srstí v recessus suprapatellaris jako následek pooperačního hematomu. Předpokladem k manipulaci je dobrá pooperační pohyblivost kolena do 120 stupňů pasivně volně pohyblivá patela. Manipulaci provádí lékař v narkóze, jedna ruka spočívá na kolenu, druhá v polovině břicha pacienta (zmenšení působící páky a tím zamezení nebezpečí zlomeniny), kontrolovaný tlak na bříšek je aplikován kontinuálně několik minut. Riziko manipulace spočívá v možné fraktu femoru v oblasti suprakondylické a v porušení kontinuity extenzorového aparátu. Proto musí manipulaci provádět zkušený operátor. Při dodržení indikace k manipulaci dosáhne pacient v tšinou normálního rozsahu pohybu kolena. Například v roce 1999 jsem implantovali 530 bikondylárních endoprotéz PFC Sigma, z toho za dodržení výše uvedené indikace jsme mobilizovali 23 operovaných kolenních kloubů do 3 týdnů po operaci, zlepšení pohybu do 90 - 100 stupňů flexe jsme dosáhli u 15 pacientů, u zbývajících byla nutná sekundární operace delimitace pomocí arthroscopie.

## ZÁVĚR

Organizace rehabilitace po operaci

kolenního kloubu je v různých zemích rozdílná. Zatímco v Německu má pacient třítýdenní nárok na pooperační rehabilitaci ve speciálních rehabilitačních klinikách, je například v Holandsku a Itálii dávana přednost ambulantní rehabilitaci. Důvody jsou nejenom po stránce odborné, ale i na základě finančních možností pojišťovny a společnosti. Není zatím vdecky dokázáno, která forma rehabilitace je výhodnější a lepší. Principy rehabilitace z hlediska pohyblivosti a mobility pacienta jsou v obou formách podobné stejné, rehabilitace ve speciálních zařízeních dáva pacientovi větší možnosti v přípravě na resocializaci a pro aktivitu denního života.

## LITERATURA

1. Wittig Ch. Manuelle und apparative Lymphdrainage und Massagen. In: Drexler H, Hildebrandt G, Schlegel KF. Physikalische Medizin, Stuttgart: Hippokrates Verlag, 1990, 3450 s.
2. Robinson PR, Simoman TP, McCann K. Rehabilitation following total knee arthroplasty. In: Fu, HF: Knee surgery. Baltimore: Williams & Wilkins, 1994, s.1409-1425.
3. Witt AN, Rettig H, Schlegel KF, Hackenbroch M, et al. Orthopädie in Praxis und Klinik, Stuttgart, New York: Georg Thieme Verlag, 1981.

### Adresa:

#### **MUDr. P. Dufek**

Orthopedie Klinikum Neustadt  
Am Kiebitzberg 10, D - 23730 Neustadt  
Německo

# THE NEW REHABILITATION TREATMENT OF SO-CALLED IDIOPATHIC SCOLIOSIS. THE DEPENDENCE OF RESULTS ON THE AGE OF CHILDREN AND THE STAGE OF DEFORMITY

T. KARSKI, \*F. MAKAI, \*L. REHAK, J. KARSKI, J. MADEJ,  
J. KAŁAKUCKI

Pediatric Orthopaedic Department, Lublin, Poland, Head Prof. T. Karski MD, PhD.

\*Orthopaedic Department, Bratislava, Slovakia, Head Prof. F. Makai MD, PhD.

## SUMMARY

T. Karski, \*F. Makai, \*L. Rehak, J. Karski, J. Madej, J. Kałakucki. **The new rehabilitation treatment of so-called idiopathic scoliosis. The dependence of results on the age of children and the stage of deformity.**

The authors from Lublin and Bratislava present the new rehabilitation exercises for the treatment of the so-called idiopathic scoliosis. The 16 years of observation in Lublin and the 3 years of observation in Bratislava inform that only the presented exercises are beneficial for the treatment of this spine deformity.

*Key words: idiopathic scoliosis, rehabilitation treatment.*

## 1. Introduction and explanation of the principles of new rehabilitation exercises.

Together with the discovery of the etiology of the so-called idiopathic scoliosis we have changed the concept of the rehabilitation treatment. This took place mainly because of the fall of the theory

concerning the weakening of the extensor muscle at scoliotic patients. The so-called idiopathic scoliosis develops because of the biomechanic and biostatic malfunctions during the growth and especially during the spurt of the growth and not because of the weakening of the muscles (1, 2, 3). The malfunctions leading to scoliosis are connected with the asymmetry of the load on both lower extremities and the specific pathogenic habit of standing. The long-lasting observations prove that no scolioses originate, at least at their initial stage, in the weakening of any single muscles, or a group of extensors (5).

The primary aim of the new exercises at patients with so-called idiopathic scoliosis is to eliminate the contracture of the right hip, which is the etiological factor. The second aim is to remove the contractures on the concave side of each of the scolioses since the contractures of the paravertebral tissues (fasciae, ligaments, tendon, muscles, capsules), which fix and enlarge the scolioses. The strengthening of back muscles, which from the orthopaedic point of view is also important, takes place

---

in the second phase of each "new rehabilitation exercise" that is while coming back from bending to the straight position of the spine. What is more, the everyday active life and practising of sports also strengthens the muscles.

## **2. Role of the sport**

The scoliotic patients or those with the threat of the development of scolioses should be encouraged to physical activity and should practise sports. Especially it is important to actively do a sport in school. Yet, the best exercises are these in Karate (the so-called warming up exercises), Taekwon-do, Aikido, Judo, Jujitsu, Yoga, Kung-fu and other. Because of the stretching elements, artistic and acrobatic gymnastics, modern and ballet dancing are also beneficial.

On the other hand, allowing the children threatened with scolioses or with an early stage of scolioses not to take part in the physical education classes at school, which was constantly done by orthopaedic surgeons in many countries, also in Poland, is very harmful! Each child needs to be active, practise sports and some exercises perfectly eliminate the development and advancement of scolioses and many physical education teachers noticed this but the orthopaedic surgeons in past time never informed about it.

## **3. Necessity of active exercises in acceleration time of growth**

The children threatened with scolioses, especially at the spurt of growth that is at the age from 6 to 8 and from 12 to 15, should be encouraged to perform the new rehabilitation exercises. When children are at the above mentioned age these exercises should be performed systematically and

actively.

## **4. The harmful effects of the old exercises**

Since the etiology of the idiopathic scolioses was unknown, the rehabilitation treatment took place on the basis of the following, seemingly logical, concept.

Some abnormalities of the spine were noticed and the doctors tried to counteract them. That is why the "chains of ideas and actions" basing on the old approach towards scolioses were created.

- Sudden curving of the spine at a healthy child.

- The gibbus costalis on the right side of the thorax appear as a deformity noticeable by parents. The parents usually did not see the obliquity of os sacrum, the left lumbar scoliosis, which always is the primary deformity.

- The phenomenon of the scoliotic deformity was perceived as weakening of the spine and of the spine musculature.

- The strengthening exercises for the spine were suggested (the so-called muscle jacket was to be created).

- Which exercises could be the best?

Obviously the stretching exercises performed in the position on the abdomen, the weak muscles could get tensed and strengthened (the additional explanation - when we have to do with the beginning of the scoliosis the muscles are already primarily shortened, that means contracted!) and because of the recommended exercises they keep shortening more. The old exercises fix the extensors contracture (**5, 2, 6, 4**), and this contracture is the first sign of the beginning of scolioses (Adams & Meyer 1862 cit. sec. **7**).

- A whole range of harmful exercises performed on the abdomen was developed,



**Fig. 1.** Małgorzata S. Age 14 years. N<sup>o</sup> of History 860122. Clinical presentation of the body from the back. Slight asymmetry of the waist: slight oblique position of the pelvis. The examination in the flexed position of the body. The disappearing of the spinous processes informs about the danger of scoliosis.



**Fig. 2, 2a.** Małgorzata S. Age 14 years. N<sup>o</sup> of History 860122. The test for the abduction contracture. Adduction in the straight position of the left joint 35° (Fig 2), adduction of the right joint 0° (Fig 2a). Such range of the movement informs about the danger of scoliosis.

The examination in the flexed position of the body. The disappearing of the spinous processes informs about the danger of scoliosis.



**Fig. 3.** Małgorzata S. Age 14 years. N<sup>o</sup> of History 860122. The X-ray picture in a straight position of the body. View from the back. Sacro-lumbar scoliosis to the left side 12°.

for example: breast stroke swimming in the air often with some weights at the limbs, holding the feet with the hands and swinging on the abdomen, lifting of the upper part of the body form hanging up to the level of rehabilitation table.

Although this treatment (kept for many years) did not bring any effects, although the scolioses kept getting bigger, the doctors did not stop recommending it since nobody dared to think that this treatment makes the scolioses bigger. The parents expecting some improvement witnessed constant enlargement of the deformity. Because the etiology of the scolioses was unknown, the enlargement of the deformity was treated as a characteristic feature of spinal deformities. These enlarging scolioses were called progressing and "malicious". No parents supposed that the progression of the deformity is the consequence of the performance of the wrong and harmful exercises. Only the patients who were unwilling to exercise, or did not perform the exercises very carefully or regularly were saved from the progression of the deformity. So the severe scolioses developed among Polish children who exercised intensely and for a long time. Teachers' children were the ones who performed these exercises most intensely, carefully and precisely since the parents expected any children to approach any duty with greatest engagement.

### 5. New rehabilitation exercises

The new exercises we develop to remove the contractures in the region of hips, especially right hip, to remove the contracture on the concave side of both lumbar left and thoracic right scoliosis and to enable the free flexion movement of the spine (Fig. 1, 2, 2a, 3).

### 6. Exercises for elimination of the abduction and flexion contracture of the hip. The basic exercises:

Exercises for elimination of the abduction contracture of the right hip (as the primary reason for the scoliosis development)

a) Lying on the left side of the body, the right leg hanging loose in hyperextension (thermotherapy for the right hip region an electric pillow, hot water bag, paraffin, hydrocolator) 1-2 hours daily (Fig. 4).



Fig. 4. Małgorzata S. Age 14 years. N° of History 860122. The child is lying on the left side on the edge of the table right leg hanging loose. The redressing exercises for elimination of the abduction contracture of the right hip. The correction of the lumbar scoliosis.

b) At small children, stretching can be done by the parents and rehabilitation professionals (manual redressing after the thermotherapy).

c) The redressing exercises in the type of post-isometric stretching are very beneficial. The description of these exercises explains the principles of the redressing: the child lies on the left side on the edge of the bed, the left leg flexed in the knee and loaded with a bag to improve the stability of the body in this position. The child is to keep the right leg lifted in

abduction 0-5 degrees and next lowers it to the back with a fast and definite movement down. This type of redressing exercises is very helpful especially after initial thermotherapy.

**d)** The exercises in the “ready for splits” type the left leg in front before body and the right leg behind the body in 0 degree rotation. The left leg begins to flex the knee which creates a chance for effective stretching of the hyperextended right hip. The same exercise for the left hip. This exercise should be performed 50-100-200 times a day (**Fig. 5**).



**Fig. 5.** Małgorzata S. Age 14 years. N° of History 860122. The exercises in the “ready for splits” type the left leg in front before body and the right leg behind the body in 0 degree rotation. Effective stretching of the hyperextended right hip.

**e)** The position for overcoming of the flexion contracture of the right hip (especially m. rectus femoris and all other the hip flexors) and the abductors contracture, that means the contracted soft tissue placed of the front-out side of the right hip. Lying on the abdomen, the knees

maximally flexed, the bottom loaded with 8-10-12 kilograms (depending on the age of the child and the stage of the contractures), thermotherapy of the front surface of the hips and upper legs 1-2 hours daily (**Fig. 6**).



**Fig. 6.** Małgorzata S. Age 14 years. N° of History 860122. The examination for the flexion contracture of the hips. The child is lying in the prone position on the abdomen. Flexion of both knees, for the treatment of the hip flexion contracture.

## **7. The exercises for regaining of the flexion of the spine (the ability of smooth and full flexion of the spine).**

These are the exercises for counteraction of the lost flexibility of the spine. It should be reminded that “the stiffening of the spine” in the Th-7 and TH-12 is the primary symptom of the beginning of scolioses (Adams & Meyer 1862 cit. sec. **7, 1, 2**). It is connected with the rotation deformity and before the beginning of the deviation deformity. It takes place in the part of the spine where there is the interference of curving, that is the position where the left-sided lumbar curve links with the right-sided thoracic curve. Clinically we see stiffening of the spine, the disappearing of spinous processes and in this time the back becomes flat (**Fig. 7**).

**a)** The performance of maximal bending to the front 30-50-100 times a day and





**Fig. 7.** Małgorzata S. Age 14 years. N° of History 860122. The exercises for regaining of the flexion of the spine (the ability of smooth and full flexion). Legs directed behind the head.

remaining in this bended position for 5-10 seconds are the basic exercises. It is very good to perform this exercise after a warm bath of after warming of the back with a lamp or electric pillow.

**b)** Stretching exercises: the child lies on the left or the right side in the so-called fetus position, that is with the knees at the chin (possibly together with the thermotherapy of the back). The child can rest, sleep or watch TV in this position.

**c)** At home and at school the children should sit in a relaxed physiologic kyphotic position, never sit in the "straight" position. They should sleep in foetus position (**Fig. 8**).



**Fig. 8.** Małgorzata S. Age 14 years. N° of History 860122. The stretching exercises: the child lies on the left side in foetus position with the knees at the chin. Full flexion of the spine as the protection against scoliosis.

## **8. The exercises to counteract the contractures of the soft tissues on the concave side of the scolioses.**

**a)** The exercises to counteract the contractures of the tissues on the concave side of the lumbar scoliosis: bending with the maximal turning towards the left side 50-100-200 times daily. It is useful to perform this exercise after thermotherapy in the lumbar region and the back. If the thoracic right-sided scoliosis co-exists, the bending exercise to the left (towards the left foot) takes place only with the right hand with the left hand at the head and with rotation twist of the corpus to the left (**Fig. 9, 9a**).

**b)** The exercise to counteract the contracture of the tissues on the concave side of the thoracic scoliosis: bending with the maximal turning towards the right side 100-200-300 times a day, kept for 5-10 seconds. It is useful to perform this exercise after thermotherapy on the back.

**c)** The bending exercises while sitting:

- Sitting with straight knees and with the legs apart (hands straight up).
  - The bending of the all corpus to the front (the counteraction against the extension contracture of the spine).
  - The bending of the corpus to the left leg (the correction of the left-sided lumbar scoliosis).
  - The bending of the corpus to the right leg (the correction of the right-sided thoracic scoliosis). Each position should be kept for 10-15 seconds and longer.
  - Sitting crossed-legged (hands straight up).
  - Deep bending to the front with maximal flexion of the spine.
  - The same flexion with a twist to the left.
  - The same flexion with a twist to the right.
- The bending should be kept for 10-15 seconds and longer.



**Fig. 9, 9a.** Małgorzata S. Age 14 years. N° of History 860122. The bending-rotation exercises to the left leg and the right leg (Fig 4, 4a) with maximal rotation. During the test to the right side lifting of the left lumbar region. During the bending to the left leg correction of the lumbar scoliosis.

## 9. The beneficial positions during the day

Kneeling on both knees, hand on the nape of the neck abducted or left loose:

- Changing the position to the right-sided sitting (on the right buttock, redressing of the lumbar scoliosis).
- Changing the position to the left-sided sitting (on the left buttock, redressing of the thoracic scoliosis).

Each position kept for 5-10-15 minutes or longer (an illustration).

## 10. Exercises for constant performing

Exercises helping to overcome the abduction contracture of the right hip and correcting the scoliosis:

- Standing on the left leg, the right leg relaxed in each situation.
- Standing on the legs crossed, the right leg behind the left one (for redressing), the left leg in front (for correction of scoliosis).

## 11. The information about the habit of standing position

Because of abduction contracture of the right hip the all over children (Karski - proved in Poland, in Slovakia, in Hungary, in Denmark, in Germany, in Austria and in other countries) have the habit to stay only on the right leg.

It is important to mention all orthopaedic surgeon and rehabilitation doctors that all patients with big scolioses usually or always stand on their right legs!!! The patents with smaller scoliosis stay sometimes also on their left leg. The patients' claim that this habit of standing seems to be more comfortable, easier, more stable. Children prefer to stand on the right leg and they cannot stand on the left leg from the first years of life. This habit should be eliminated because it fixes scolioses!!! But it is so strange - this simple

---

recommendation can be very difficult for the children to follow. The children who have the habit of standing on their left leg or on the crossed legs do not develop scolioses, or the scolioses are small and never with progression.

## REFERENCES

1. Karski T. Przykurcze i zaburzenia równowagi ciała w obrębie biodra i miednicy przyczyna rozwoju tzw. "skolioz idiopatycznych". Rozważania biomechaniczne, Chir. Narz. Ruchu i Ortop. Pol., 1996 LXI, 1: 143-150.
2. Karski T. Kontraktury und Wachstumsstörungen im Hüft- und Beckenbereich in der Ätiologie der sogenannten "Idiopathischen Skoliosen" - biomechanische Überlegungen, Orthop. Praxis, 3/96, 32:155-160.
3. Karski T. Skoliozy tzw. idiopatyczne. The etiology of the so-called idiopathic scoliosis, Wydawnictwo KGM, Lublin, 2000, 1 - 143.
4. Kadas E, B. Kardosné Kiss. „The physiotherapy of the scoliosis“, Manuscript of the lecture presented on the Polish-Hungarian Symposium in Szeged, 16.11.- 21.11.1997, Szeged, Hungary
5. Malawski S. „Własne zasady leczenia skolioz niskostopniowych w świetle współczesnych poglądów na etiologię i patogenezę powstawania skolioz, Chir. Narz. Ruchu i Ortop. Pol., 1994, 59, 3: 189-197
6. Meacs L. The treatment of idiopathic scoliosis. (The manuscript of the lecture presented on the Polish-Hungarian Symposium in Szeged, 16.11.- 21.11.1997, Szeged, Hungary).
7. Tomaschewski R, Popp B. Die Funktionelle Behandlung der beginnenden idiopathischen Skoliose. Jahann Ambrosius Barth, Leipzig Heidelberg 1992, 1-96.

### Adress:

**Prof. T. Karski, MD, PhD**

Head of Pediatric Orthopaedic Department  
University Pediatric Hospital  
Chodzki 2  
20-093 Lublin  
Poland

## SILOVÉ P SOBENÍ ORTÉZY S VYSOKÝM P EDP TÍM NA FEMUR A TIBII

<sup>1)</sup>J. ULÍK, <sup>2)</sup>I. MA ÍK

<sup>1)</sup> eské vysoké u ení technické, Fakulta stavební, Katedra stavební mechaniky

<sup>2)</sup>Ambulantní centrum pro vady pohybového aparátu  
afiliované ke Kated e antropologie a genetiky lov ka, P FUK Praha

### SUMMARY

ulík J, Ma ík I. **Force effect of orthosis with high prestress to femur and tibia.** The stress state at child femur and tibia under force effects of corrective orthosis was observed at grant 106/00/0006 “Functional adaptation and patobiomechanics of limb and axial skeleton under force effects”. An algorithm of bones stress state calculation and a computer program is a top of the paper. The length and diameter of child femur and tibia, the position of a corrective orthosis and the force effect of screw are used as an input data of the algorithm and computer program. The space models of femur and tibia ware composed with help a computer tomograph and according to measurements on prepared bones. The bone space model consists of sections perpendicular on bone axis with step 1 to 2 cm. It is proposed, if the bone isn't pathologic (abnormal shape or structure), the one bone space model can be transform to the other according to the length and thickness scale. The algorithm supposes that the orthosis screw force and its position are known (the special screws was developed). It is supposed that the orthosis and bone deformation is small with regard to the soft parts of leg and the

pressure on unit length of leg bone is proposed to compressive deformation of soft leg tissue and appositve propose to thick of soft tissue. The prismatic beam theory with respect Navier Bernoulli's hypotheses and/or finite element method are used for the calculation of a stress at all positions of the femur and tibia, it means that the load of bones, beam moments and maximum of stress are calculated.

*Key words: varosity, valgosity, corrective orthosis, limb orthoses, simulation of treatment, femur space model, tibia space model.*

### SOUHRN

Sou ástí grantu GA R 106/00/0006 “Funk ní adaptace a patobiomechanika kon etinového a axiálního skeletu p i silových ú incích“ je ur ování stavu nap tí ve femuru a tibii dít te p i silovém p sobení korek ní ortézy. Cílem lánku je ukázat algoritmus výpo tu stavu nap tí a program pro po íta . Vstupní data algoritmu a po íta ového programu jsou délka, pr m r a prohnutí femuru a tibie dít te, poloha korek ní ortézy na noze, poloha a nastavená síla ve šroubu, který zajiš uje silové p sobení ortézy. Tvarový

prostorový model femuru a tibie byl sestaven pomocí počítačového tomografu a kontrolován měřením na preparovaných kostech. Tvarový model je vytvářen zrychlujícími kolmými na osu kosti s krokem od 1 do 2 cm. V případě, že kost nemá patologický tvar, pak se tento obecný model transformuje podle skutečné délky a průměru kosti a jejího průhybu na tvarový model kosti konkrétního dítěte. Algoritmus výpočtu předpokládá, že je známa poloha a předpínací síla šroubu ortézy (byly vyvinuty speciální šrouby s nastavitelnou velikostí síly). Dále se předpokládá, že deformace ortézy a kosti je malá ve srovnání s deformací měkké tkáně, o velikosti tlaku na kost nohy se předpokládá, že je úměrný stlačení měkké tkáně a nepřímý úměrný tloušťce této tkáně. Ve výpočtu je použita teorie prismatických prutů podle Navier-Bernoulliovy hypotézy a metoda konečných prvků, ve všech případech zech femur a tibií je položeno zatížení kosti, ohybový moment a extrémní hodnoty napětí.

*Klíčová slova: varosita, valgosita, korekční ortéza, končetinové ortézy, simulace léčení, prostorový model femuru, prostorový model tibie.*

## ÚVOD

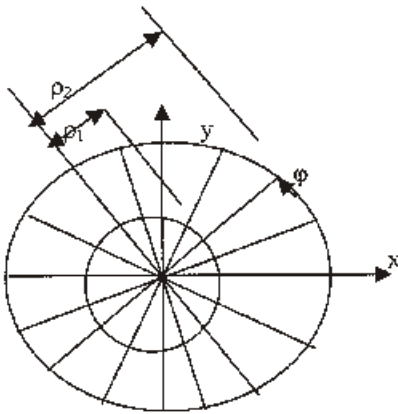
Z klinického materiálu Ambulantního centra pro vady pohybového aparátu v Praze je zvláštní pozornost věnována skupině pacientů v období růstu s deformitami dolních končetin (DK). Vydávajícími jsou dobře známé **valgosní a varosní deformity** kolenních kloubů. Genua valga kolem 3 let věku jsou často spojena s nadváhou a spontánně se korigují do 6 nebo 7 let (7). Genua valga u

dospívajících (starších 10 let) se spontánně nekorigují a vyžadují operativní léčbu (10). Vývojová genua vara se pozorují v 18 měsících věku a spontánně se korigují do 4 nebo 5 let. U všech těchto případů je nezbytné vyloučit (resp. potvrdit) léčitelné příčiny: rickets (osteomalacie), syndrom hyperlaxicity, jiné metabolické osteopatie a kostní dysplazie (osteochondrodysplazie). Mírné (tzv. frustrní) formy rickets se v tštinou nedidiagnostikují a shrnují se pod název "idiopatické" deformity.

Pro léčbu těchto valgosních a varosních deformit DK užíváme korekční ortézy s vysokým ohybovým předtím, které účinně působí v různých úrovních bérce a v distální krajině femuru (3). Postupná korekce kostních deformit korekčními ortézami je možná v důsledku viskoelastických vlastností kostí (1,2,9) a v období růstu na základě známých mechanismů funkční adaptace kostí (4,6). Přitom v oblasti kolenních kloubů se uplatňuje především Hüter-Volkmanův zákon. Účinnost léčby ortézami je hodnocena měřením tibio-femorálního úhlu (před aplikací ortézy a v průběhu léčby) na RTG snímcích zhotovených ve stoje. Po 6. roce je fyziologický tibiofemorální úhel okolo 6 stupňů (8). Na které nově vyvinuté ortézy s nastavitelným ohybovým předtím jsou vybaveny i měřicími zařízením pro snímání velikosti síly s cílem udržet stabilní předpínací sílu po celou dobu aplikace ortézy (v tštině přes celou noc). Doba ortotického působení je zaznamenávána rodi i do tabulky o průběhu léčby. Hledá se matematická závislost a vztahy pro remodelaci kosti na základě zjištěného stavu napjatosti ve femuru a tibií a doby působení ortézy.

Ortézi s ohybovým p edp tím lé íme skupinu 30 pacient . Až dosud dosažené výsledky ortotického lé ení deformit DK, zejména u d tí p edškoliho v ku, jsou více než povzbudivé. Velmi dobré výsledky p i korekci genua valga nov vyvinutými ortézami s nastavitelným ohybovým p edp tím jsme dosáhli i u n kolika d tí starších 10 let.

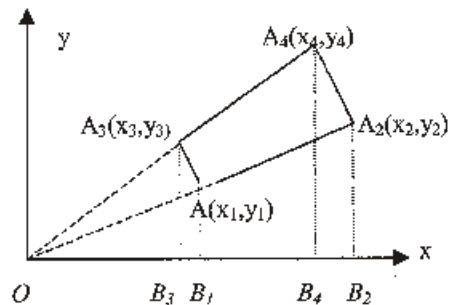
V lánku je popsán algoritmus výpo tu napjatosti kostí (femuru a tibie) p i silovém p sobení ortézy a realizace algoritmu na počíta i. Výchozími údaji pro odvození algoritmu výpo tu jsou délka a pr m r femuru a tibie ošet ovaného dít e, poloha ortézy na dolní kon etin a síla ve šroubu ortézy. Pomocí počíta ového tomografu a m ením na preparovaných kostech byly sestaveny tvarové modely femuru a tibie. Tvarový model popisuje ezy kolmé na osu kosti s krokem od 1 do 2 cm. P edpokládá se, že pokud nemá femur a tibie dít e patologický tvar, lze tvarový model získaný pro jiný femur a tibií transformovat podle délky a pr m ru kostí dít e.



Obr. 1. Kolmý ez kostí.

Aby bylo možno p edpokládat, že je známá síla ve šroubu ortézy, musí existovat šrouby, ve kterých lze nastavit p edem ur ené silové p sobení, které lze denní korekcí šroubu zachovat ve své konstantní velikosti. Takové šrouby byly v rámci úkolu vyvinuty. Po zhotovení ortézy zm íme vzdálenost osy šroubu od kloubu ortézy. P edpokládá se, že p i silovém p sobení ortézy je deformace ortézy a pr hyb kosti zanedbatelný vzhledem ke stla ení m kkých tkání kon etiny. P edpokládejme dále, že m kké tkán kon etiny mají konstantní modul pružnosti, tzn., že tlak ortézy na kost - na její jednotku délky - je úm rný stla ení m kké tkán a nep ímo úm rný tlouš ce stla ované tkán , tzn. je úm rný pom rnému stla ení.

Vlivem tlakové síly ve šroubu (**obr. 4**) se ortéza nedeformuje, ale pouze se poot í v kloubu. Zatížení na kosti kon etiny je odvozeno z podmínek rovnováhy síly ve šroubu a reakcí kon etiny na ortézu. Nap tí v kosti je po ítáno metodou kone ných



Obr. 2. ást pr ezu pro výpo et momentu

prvk a kontrolováno podle teorie prismatických prut užitím Navier Bernoulliovy hypotézy o zachování rovinného pr ezu po deformaci. Pro výpo tené zatížení je ešen pr b h nap tí a jeho extrémní hodnoty ve všech pr ezech, p i výpo tu podle teorie prut též ohybové momenty. Pro výpo et zatížení a pro výpo et nap tí podle teorie prut je nutné ur it momenty setrva nosti resp. pr ezové moduly pr ez kostí.

### MOMENTY SETRVA NOSTI

Po íta ovým tomografem a m ením na preparovaných kostech byl m en vnit ní a vn jší povrch femuru a tibie v ezech kolmých na osu kosti. V každém ezu byly m eny polární sou adnice  $\rho_1, \rho_2$  pro úhly  $\varphi$  s krokem  $22,5^\circ$  podle **obr. 1**. Pro výpo et momentu setrva nosti byla každá výše rozd lena na 5 ástí a sou adnice vnit ního a vn jšího povrchu kosti na hranicích t chto ástí byly ur eny lineární interpolací. Vnit ní a vn jší povrch kosti v t chto výše ích byl p íbližn nahrazen úse kou, tzn. plocha pr ezu kosti byla pro výpo et momentu setrva nosti p íbližn nahrazena 80-ti (16x5) ty úhelníky, i-tý ty úhelník je nakreslen na **obr. 2**.

Moment setrva nosti, statický moment plochy a plochu pr ezu je možné výpo ítat jako sou et hodnot pro tyto ty úhelníky. Pro jeden ty úhelník podle obr. 2 ur íme plochu  $A_1$  trojúhelníka  $O, A_2, A_4$  jako plochu trojúhelníka  $O, B_4, A_4$ , plochu lichob žníka  $B_4, B_2, A_2, A_4$  minus plochu trojúhelníka  $O, B_2, A_2$ . Obdobn lze ur it plochu  $A_2$  trojúhelníka  $O, A_1, A_3$ , tzn. platí

$$A_1 = \frac{x_4 y_2 - x_2 y_4}{2}, \quad A_2 = \frac{x_3 y_1 - x_1 y_3}{2},$$

Celková plocha ty úhelníka  $A_1, A_2, A_4, A_3$  je

$$A = A_1 + A_2$$

Pro statický moment plochy trojúhelníka soust edíme plochu do t žišt , po úprav dostaneme:

$$S_z = A_1(x_2 + x_4) - A_2(x_1 + x_3)$$

Moment setrva nosti trojúhelníka lze výpo ítat tak, že t etiny ploch umístíme do poloviny stran. Pro ty úhelník  $A_1, A_2, A_4, A_3$  po úprav dostaneme:

$$I_y = \hat{e} \frac{A_1(x_2^2 + x_4^2 + (x_2 + x_4)^2)}{3} + \frac{1}{3} \hat{e} \frac{A_2(x_1^2 + x_3^2 + (x_1 + x_3)^2)}{3}$$

Po výpo tení hodnot pro celý pr ez ur íme t žišt

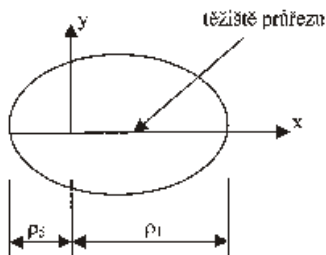
$$x_c = \frac{S_y}{A}$$

Moment setrva nosti k t žišti je

$$I_1 = I_y - Ax_c^2$$

Pr ezové moduly:

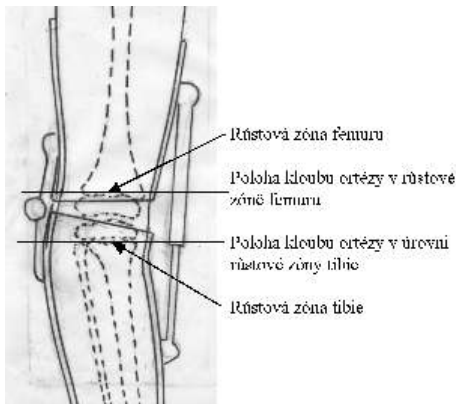
$$W_1 = \frac{I_1}{r_5 + x_c}, \quad W_2 = \frac{I_1}{r_1 - x_c}$$



**Obr. 3.** Pr ez kostí, poloha t žišt .

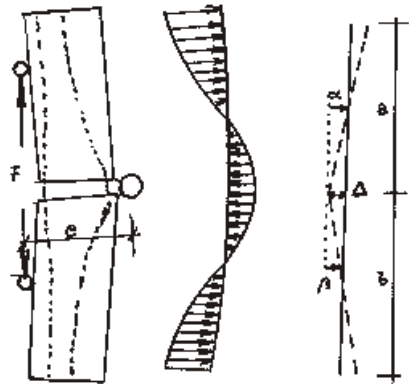
## ZATÍŽENÍ KOSTI

Na **obr. 4** je nakresleno umístění ortézy na noze. Ortéza je vyrobena z plastu podle sádrového odlitku nohy dítěte a skládá se ze dvou částí spojených kloubem. Pomocí suchých zipů se ortéza připevňuje těsně nad dolní končetinu (DK) a šroubem se zavádí síla. Byly vyrobeny šrouby pro ortézy, které působí působením zadanou silou  $F$ . Nejsnadnější místo pro remodelaci tvaru kosti je růstová zóna. Kloub ortézy na **obr. 4** se dříve umísťoval v úrovni kloubu. Moderní ji umístíme kloub ortézy do úrovně proximální růstové epifyzy tibie nebo distální epifyzy femuru (významně vodorovnými přímkami), kde se dosahuje extrémní napětí.



**Obr. 4.** Dolní končetina v ortéze.

Na **obr. 5** je nakresleno statické schéma sílového působení ortézy. Ve šroubu působí síla  $F$  na rameni  $e$  od kloubu ortézy. Ortéza působí na DK spojitým zatížením  $f$ . Úhlem síly  $F$  se stlačí kůže DK a obě části ortézy se pootočí, část délky  $a$  se pootočí o úhel  $\alpha$ , část délky  $b$  o úhel  $\beta$ . Vodorovné posuny vnitřního



**Obr. 5.** Schéma působení ortézy, zatížení dolní končetiny, deformace ortézy.

povrchu ortézy jsou v části délky  $a$ , resp.  $b$  dány vztahy

$$w_a = \Delta - \operatorname{tg} \alpha x, \quad w_b = \Delta - \operatorname{tg} \beta x', \quad (1)$$

kde  $x, x'$  jsou svislé vzdálenosti od kloubu ortézy. Předpokládáme, že ortéza zatlačuje DK silou (na jednotku délky), která je úměrná stlačení měkké tkáně DK (vodorovnému posunu) a nepůsobí úměrně tloušťce stlačené části (síla na jednotku délky je modulem pružnosti úměrná poměrnému zkrácení měkké tkáně). Bude proto platit

$$f_a = \frac{k}{h} w_a = \frac{k}{h} (D - \operatorname{tg} \alpha x), \quad f_b = \frac{k}{h} (D - \operatorname{tg} \beta x') \quad (2)$$

kde  $k$  je konstanta úmírnosti a  $h$  je tloušťka stlačené měkké tkáně. Deformace  $\Delta, \alpha, \beta$  určíme z vodorovné rovnováhy sil působících na nohu a rovnosti momentu síly  $F$  a momentu zatížení na nohu ke kloubu



$$\int_a^b f_a dx + \int_a^b f_b dx \zeta = 0 \quad (3)$$

$$Fe = \int_a^b x f_a dx, \quad Fe = \int_a^b x f_b dx \zeta \quad (4)$$

Ozna íme

$$p_0 = \int_a^b \frac{dx}{h}, \quad p\zeta = \int_a^b \frac{dx \zeta}{h} \quad (5)$$

$$p_1 = \int_a^b x \frac{dx}{h}, \quad p\zeta = \int_a^b x \zeta \frac{dx \zeta}{h} \quad (6)$$

$$p_2 = \int_a^b x^2 \frac{dx}{h}, \quad p\zeta = \int_a^b x^2 \zeta \frac{dx \zeta}{h} \quad (7)$$

Hodnoty integrál (5) až (7) ur íme numericky, nap . Simpsonovou formulí

$$\int_a^b f(x) dx \approx \frac{Dx}{3} (f_a + 4f_1 + 2f_2 + \dots + f_b) \quad (8)$$

Tlouš ku m kké tkán mezi nam enými hodnotami je vhodné po ítat kvadratickou interpolací, tzn. pro hodnoty  $h_{i-1}, h_i, h_{i+1}$  vzdálené  $\Delta_1, \Delta_2$  a pro sou adnici  $t$  od bodu  $h_i$  interpolujeme vztahem

$$h = at^2 + bt + h_i$$

kde

$$a = \frac{\frac{D_1}{D_2}(h_{i+1} - h_i) + h_{i-1} - h_i}{D_1 D_2 + D_1^2}, \quad b = \frac{\frac{a D_1 \bar{\zeta}}{D_2 \bar{\zeta}}(h_{i+1} - h_i) - h_{i-1} + h_i}{h_1 + \frac{h_i^2}{h_2}}$$

Dosadíme (2), (5), (6), (7) do (3) a (4)

$$k [Dp_0 - tga p_1 + Dp\zeta - tgb p\zeta] = 0 \quad (9)$$

$$Dp_1 - tga p_2 = Fe \quad (10)$$

$$Dp\zeta - tgb p\zeta = Fe \quad (11)$$

Z rovnic (8) až (11) vyjád íme  $\Delta$ ,  $tg \alpha$ ,  $tg \beta$

$$D = \frac{Fe \frac{a p_1}{\zeta p_2} + \frac{p\zeta \bar{\zeta}}{p\zeta \bar{\zeta}}}{k \frac{a p_0}{\zeta} + p\zeta - \frac{p_1^2}{p_2} - \frac{p\zeta^2 \bar{\zeta}}{p\zeta \bar{\zeta}}} \quad (12)$$

$$tga = (Fe + Dp_1) \frac{1}{p_2} \quad (13)$$

$$tgb = (Fe + Dp\zeta) \frac{1}{p\zeta} \quad (14)$$

Nyní musíme ur ít konstantu úm rnosti  $k$ . Vypo teme nejd íve hodnoty integrál  $p_0, p_1, p_2, p_0', p_1', p_2'$  podle (5) až (7). Po nasazení ortézy na DK dít te zm íme posun  $\Delta$ , vzorec pro  $k$  získáme ze vztahu (12)

$$k = \frac{Fe \frac{a p_1}{\zeta p_2} + \frac{p\zeta \bar{\zeta}}{p\zeta \bar{\zeta}}}{D \frac{a p_0}{\zeta} + p\zeta - \frac{p_1^2}{p_2} - \frac{p\zeta^2 \bar{\zeta}}{p\zeta \bar{\zeta}}}$$

Eventueln zm íme zm nu

tibiofemorálního úhlu, tzn. zm. nu nato ení dvou ástí ortézy  $\alpha + \beta$  (p ibližn p edpokládáme, že pro malé úhly je  $\text{tg}(\alpha + \beta)$  roven  $\text{tg} \alpha + \text{tg} \beta$ ) a hodnotu D vyjád íme ze vztah (13), (14)

$$k = \frac{\text{tga} + \text{tgb} - Fe \frac{\alpha}{\rho_2} + \frac{1}{p \phi} \frac{\ddot{\phi}}{\phi}}{\frac{p_1}{p_2} + \frac{p \phi}{p \phi}}$$

Vypo teme  $\Delta$ ,  $\text{tg} \alpha$ ,  $\text{tg} \beta$  podle vztah (12) až (14) a pak podle vztah (2) ur íme pr b h zatížení DK ortézou. P edpokládáme, že zatížení DK ortézou p enáší pouze kost. Vypo tené zatížení proto bude zatížením kosti

## NAP TÍVKOSTI

Podle statického modelu kosti na obr. 5 a vztahu (2) pro zatížení kosti ur íme ohybový moment v míst  $x$  ásti a resp.  $x$  v ásti  $b$

$$M_a(x) = \int_0^a (x - x) f_a dx$$

$$M_b(x) = \int_0^a (x - x) f_b dx$$

P i integraci op t použijeme Simsonovou formuli (8). Dále ur íme extrémní nap tí v pr ezech podle vztahu

$$s_x = \frac{M}{W}$$

Pr b h nap tí v kostech DK bylo po ítáno též p esn ji metodou kone ných prvk a

výsledky kontrolovány uvedeným výpo tem podle teorie prut . Pro ešení metodou kone ných prvk byl použit firemní program ANSYS. D lení kosti na prvky se v nuje samostatný lánec (4).

## ZÁV R

Podle popsaného algoritmu byl sestaven program pro po íta . Jako vstupní data programu je použit datový soubor popisující anatomický tvar femuru a soubor pro anatomický tvar tibie. Z klávesnice se zadávají rozm ry ortézy (mohou být použity ortézy, které zat žují pouze femur nebo pouze tibii), dále délka a tlouš ka tibie a femuru ošet ovaného dít , a pak se po ítá nap tí ve femuru i v tibii. Program nejd íve transformuje vzorovou kost podle skute ných rozm r kostí nam ených na dít tí, tzn. ve sm ru délky kosti podle délky kosti skute né a vzorové, v p í ném sm ru podle pr m r uprost ed.

Podle algoritmu popsaného v kapitole 2 se vypo tou pr ezové moduly v jednotlivých ástech kostí a podle algoritmu popsaných v kapitole 3 a 4 se ur í v t chto místech zatížení, ohybový moment a extrémní nap tí.

Pro sérii testovaných pacientů bude v rámci grantu GA R íslo 106/00/0006 „*Funk ní adaptace a patobiomechanika kon etinového a axiálního skeletu p i silových ú incích*“ sledována závislost remodelace kon etin pacientů na dob p sobení ortéz a vypo tených hodnot nap tí. Pro kontrolu je nap tí v kostech za silového p sobení ortéz po ítáno též metodou kone ných prvk . Rozložení tlaku v ortéze p i korek ním trojbodovém zatížení DK ortézou bude zjiš ováno též experimentáln . Do ortéz budou vkládány

---

vrstvy zaznamenávající jednak plochu koncentrace tlakových napětí a jednak tensometry, měří velikost napětí. Cílem je monitorování velikosti tlakového napětí v ose.

**Pod kování:** Prezentované výsledky byly dosaženy v rámci grantu GA ČR číslo 106/00/0006. Na které podklady pro prezentované výpočty byly získány podle končetinových ortéz s vysokým ohybovým prodloužením, vyráběných firmou Ortotika s.r.o.

## LITERATURA

1. Cowin SC. Bone - Stress Adaptation Models. Journal of Biomechanical Engineering, 115, November 1993, s. 528-534.
2. Cowin SC, Nachlinger RR. Bone remodeling III: Uniqueness and stability elasticity theory. Elasticity, 8, 1979, 3, s. 285-295.
3. Černý P, Mařík I, Zubina P, Hadraba I. Aplikace ortotiky jako prostředku technické rehabilitace u kostních dysplazií. Pohybové ústrojí, 5, 1998, č. 3+4, s. 145-151.
4. Čulík J. Sestavení modelu dlouhé kosti pro řešení napjatosti na povrchu. Pohybové ústrojí, 8, 2001, č. 2 - v tisku.
5. Hecht J. Wolf v transformaci zákon po 100 letech. Acta Chir orthop et Traumatol, 57, 1990, č. 6, s. 465-476.
6. Mařík I, Petrtyl M, Černý P. Regeneration of long bones at skeletal dysplasias respecting the viscoelastic properties. In: Biomechanics of man 2000. Proceedings. Ed. F. Vavřeka, M. Janura. Olomouc: Faculty of Physical Culture Palacký University, 2000, s. 92-95.
7. Morley AJM. Knock-Knee in children. Br Med J, ii, 1957, s. 976-79.
8. Salenius P, Vankka E. The development of the tibiofemoral angle in children. J Bone Joint Surg (Am), 57A, 1975, s. 259-61.
9. Sobotka Z, Mařík I. Remodelation and regeneration of bone tissue at some bone dysplasias. Pohybové ústrojí, 2, 1995, č. 1, s. 15-24.
10. Zuege RC, Kempken TG, Blount WP. Epiphyseal stapling for angular deformity at the knee. J Bone Joint Surg (Am), 61A, 1979, s. 320-29.

### Adresa:

**Prof. Ing. Jan Čulík, DrSc.**

Katedra Stavební mechaniky

Stavební fakulta

České vysoké učení technické

# SESTAVENÍ MODELU DLOUHÉ KOSTI PRO EŠENÍ NAPJATOSTI NA PO ÍTA I

J. ULÍK

eské vysoké u ení technické, Fakulta stavební, Katedra stavební mechaniky

## SUMMARY

ulík J. **Composition of a model of long bone for the stress state solving on computer.** A calculation of the stress steady state at skeleton under force effects is a basic problem of biomechanics. The bone bodies have to be searched as a 3D problem. Any existing finite element computer system can be used. A long bone has to be divided to finite number of elements. We suppose that the used finite element system need the elements with 8 nodes, 12 curved corners and 6 faces (element - brick type). The set of nodes and elements defines the meshing of bones body. The elements could be connected at their nodes or whole corners or whole faces only. The nodes are numbered and their Cartesian coordinates have to be determined. The elements are numbered too and their number of all eight nodes has to be determined. The problem of the grant of Czech grant agency No. 106/00/0006 **F u n c t i o n a l a d a p t a t i o n a n d p a t h o b i o m e c h a n i c s** of limb and axial skeleton under force effects is a meshing of long bone for given bone length, diameter, bend at centre and bone type (with respect to age or type of defect). The space form can be measured at prepared bones or with

help computer tomograph at patients. The form and diameters were measured at perpendicular cross sections on bone axis. The projection of computer tomograph is worked manually or automatically. If the automatic manner is used the computer program observes the pixels of computer tomograph picture and searches the change between black and white pixels, these points form the boundary of bone body. If the manual manner is used the coordinates of boundary points are measured at tomograph pictures. The output of the measurement is a set of ideal bone forms. The computer program according to the concrete length, diameter and beam transforms the ideal space bone form to the concrete patient bone form. The output of calculation is input data for finite element system, which searches the bone stress state for observed patient under some force effects.

*Key words: biomechanics, femur space model, tibia space model, meshing.*

## SOUHRN

V biomechanice je nutné po ítat stav nap tí v kostech lidského skeletu za silového p sobení. Nap tí lze ešit jako

prostorovou úlohu n kterým programovým systémem pro metodu kone ných prvk . Dlouhou kost rozd líme na kone né prvky. M žeme použít izoparametrické prvky typu cihla s 8 vrcholy a 12 zak ivenými hranami. D lení na prvky je definováno množinou uzl (sty ník , vrchol ) a množinou prvk . Prvky se mohou dotýkat ve vrcholech, podél celých hran nebo celými st nami. Uzly ozna ujeme po adovými ísly a zadáváme jejich Kartézské sou adnice, prvky též ozna ujeme po adovými ísly a zadáváme ísla uzl tvo ící 8 vrchol . V grantu GA R íslo 106/00/0006 „*Funk ní adaptace a patobiomechanika osového a axiálního skeletu p i silových ú incích*“ je t eba pro dlouhé kosti vytvá et na po íta í model pro metodu kone ných prvk pro kost se zadanou délkou, pr m rem a pr hybem uprost ed podle n jakého vzorového typu kosti (s ohledem na v k dít te nebo typ defektu). Prostorová tvar kosti m íme na vypreparované kosti nebo po íta ovým tomografem na pacientovi. M íme obrysy kosti na ezech kolmých k ose kosti. Snímek po íta ového tomografu lze vyhodnocovat automaticky nebo mechanickým m ením sou adnic povrchu kosti (pro ur ování vzdáleností a sou adnic je možné použít r zné po íta ové grafické systémy). P i automatickém vyhodnocování po íta ový program hledá body na povrchu kosti jako body náhlé zm ny tmavosti na bodovém záznamu snímku. Výsledkem vyhodnocení tvaru kosti je záznam ideální kosti. Podle délky, pr m ru a prohnutí uprost ed kosti konkrétního dít te se ideální tvar kosti transformuje na konkrétní prostorový model. Výstupem jsou data pro program metody kone ných prvk , který pak pro zadané zatížení ur í stav nap tí v kostech

sledovaného pacienta.

*Klí ová slova: biomechanika, prostorový model femuru, prostorový model tibie, d lení kosti na kone né prvky.*

## ÚVOD

astým p ípadem biomechaniky je ešení napjatosti v dlouhých kostech. Pro zadané zatížení kosti je možné pro výpo et napjatosti použít n který z existujících systém ešící napjatost t lesa metodou kone ných prvk nap . systém LUCAS, ANSYS, FEAT, EVA-SYS. Principem metody kone ných prvk je rozd lení ešného t lesa kosti na dostate n malé prvky jednoduchých tvar ( ty st n nebo cihla se zak ivenými hranami). Úkolem je volit systém popisování tvaru kosti a automatizovat na po íta í pracné d lení kosti na kone né prvky.

Jako sou ást grantu GA R íslo 106/00/0006 "*Funk ní adaptace a patobiomechanika kon etinového a axiálního skeletu p i silových ú incích*" je ešena napjatost v dlouhých kostech v oblasti r stové ásti. Cílem práce je pro konkrétní osobu ešit na po íta í napjatost kosti za silového p sobení ortézy. Použití po íta ového programu musí být co nejjednodušší, aby jej bylo možno aplikovat v klinické praxi a tak p edpovídat vliv napjatosti na remodelaci kosti (1 - 12). P edpokládá se, že vstupní údajem pro zadávání tvaru kosti bude pouze délka kosti a její pr m r v zadaném míst a sm ru, což je možné zjistit na rentgenovém snímku a eventueln typ kosti (d tská kost, kost dosp lého lov ka nebo abnormální tvar a struktura kosti u vrozené nebo získané kostní choroby). Pro každý použitý typ kosti musí být v po íta í archivována data.

---

Konkrétní kost se pak vytvoří úpravou délky, tloušťky uprostřed a jejího prohnutí.

**Výzkum má tyto části:**

1. Provést množinu kostí a změnit na těchto kostech takové hodnoty, které by dostatečně popisovaly tvar kosti a bylo možno tyto hodnoty zpracovávat automaticky.

2. Naměřené hodnoty statisticky zpracovat a vytvořit skupiny ideálních (průměrných) tvarů kosti.

3. Sestavit počítačový program, který ideální tvar kosti upraví podle skutečné délky a průměrných tvarů kosti a vytvoří zadání pro metodu konečných prvků, tzn. kost rozdělit na konečné prvky a sestavit seznam styčnic (souadnice vrcholů prvků) a seznam prvků (čísla styčnic tvořící vrcholy prvků). To vše je nutné sestavit ve formě, kterou požaduje konkrétní systém pro metodu konečných prvků.

Pro popisování tvaru dlouhé kosti poblíž kloubů lze obtížné volit nějaký obecný systém. Systém popisu může být individuální podle anatomického tvaru konce kosti nebo může být tato část kosti rozdělena na prvky jednou provždy manuálně (ve výše citovaném grantu není tvar kosti poblíž kloubů podstatný). V dalším bude věnována pozornost popisu tvaru kosti a dělení na prvky v ostatních částech kosti mimo jejich konce.

Tvar dlouhé kosti je definován (s výjimkou jejich konců) osou kosti (souadnicí  $x$ ) a tvarem  $ez$ , které mohou být kolmé k ose nebo vzhledem k ose skloněné podle osy  $z$  (např. proximální konec femuru).  $ez$  je definován v polárních souadnicích, kde souadnice  $y$  pólu (vzdálenost od osy kosti) se zadává. V ideálním tvaru kosti je osa  $p$  římkou a pro konkrétní tvar se zadává prohnutí kosti uprostřed. Pro jednoduchost

ešení je uvažováno symetrické prohnutí ve tvaru paraboly.

Měření kosti je možné provádět dostatečně přesně na ezu zobrazeném počítačovým tomografem. Výsledky měření je vhodné kontrolovat posuvným měřítkem i mikrometrem na vypreparované kosti. Po počítačovým tomografem lze měřit kosti na pacientech. Na zobrazeném ezu kosti se na zvolených místech hledají okraje kosti. Při použití počítačového tomografu může počítač automaticky jako náhlý přechod světla a stínu a zaznamenat souadnice tohoto bodu. Při automatické automatizaci volíme systém bodů na okraji kosti (eventuelně též na rozhraní kompaktní a spongiózní části) a vzdálenosti zvolených bodů se odměří (přímým použitím prostředků tomografu na tomografickém snímku, na vytisknutém snímku nebo některým měřidlem na preparované kosti).

V dalších kapitolách je navržen způsob měření kosti a vyhodnocování tohoto měření. Je volen systém  $ez$ , systém bodů definující tvar ezu a algoritmus, jak z těchto dat získat pro konkrétní kost rozdělení na konečné prvky, tzn. vstupní data pro program ešení napjatosti metodou konečných prvků.

## MĚŘENÍ TVARU KOSTI

Zvolíme jednotný způsob popisování tvaru kosti a tímto způsobem změříme více kostí. Pro pacienta použijeme podobný tvar kosti nebo průměrné hodnoty pro několik kostí stejného typu a data transformujeme podle rozměrů kosti pacienta. V dalším je popisováno měření kosti, která bude použita jako vzor pro konkrétního pacienta.

Nejdříve zvolíme délku kosti  $l$  a průměr  $d$  uprostřed. Pak zvolíme počet  $n$  řezy budou na ose vytínat úseky, které nemusí být ekvidistantní. Na kosti zvolíme kartézský souřadný systém. Osu  $x$  volíme ve směru kosti a osu  $y$  ve směru prohnutí kosti. Tvar kosti nyní definujeme takto, zvolíme na ose  $x$  body. V případě směru je výhodné tvar kosti popsat v polárních souřadnicích. Uvažujme řezy natočené podle rovnoběžky s osou  $z$ , kladné pootočení je ve směru prstu pravé ruky, míří-li palec do směru osy  $z$ . Pro každý řezy zadáváme souřadnici  $y$  pólu polárních souřadnic a úhel sklonu  $\alpha$ .

V rovině řezy máme vnější povrch kosti, rozhraní kompaktní a spongiózní části kosti a vnitřní povrch kosti (není-li otvor pak nula) pro polární souřadnici  $j$  s krokem  $\pi/8$  nebo jemnějším. Tzn. pro každý řezy budou uvedeny hodnoty  $y_0$ , a (poloha pólu a natočení řezy a pak trojice polárních souřadnic  $r_1, r_2, r_3$  pro každou z polárních souřadnic  $j$ . Kladný úhel  $j$  je ve směru prstu pravé ruky, směruje-li palec do směru osy  $x$  před natočením řezy. Viz znázornění na **obr. 1**.

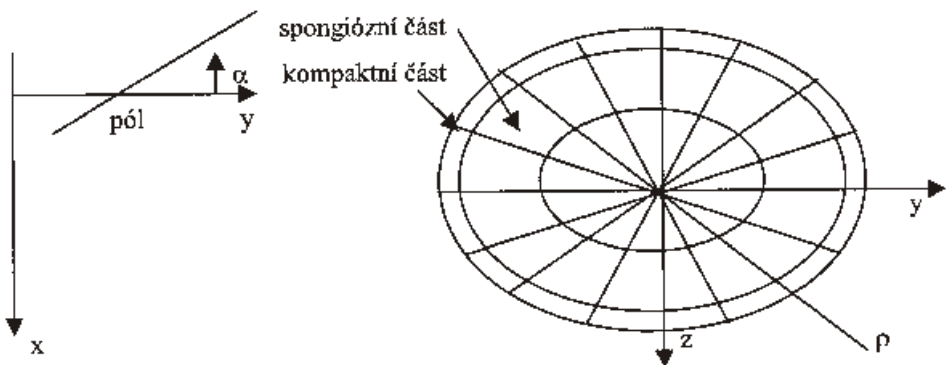
## ALGORITMUS PŘÍPRAVY DAT PRO METODU KONEČNÝCH PRVKŮ

Součástí algoritmu není vytváření konečných prvků na koncích kosti poblíž kloubů. V této části je nutno dle litosti kosti na prvky manuálně nebo jiným algoritmem. Dále uvedený algoritmus pouze vezme na v domněnku, že prvky na začátku a na konci, které byly vytvořeny jiným postupem. V citovaném grantu není přesný tvar kosti u kloubů podstatný, méně je vytvoření prvků bylo provedeno manuálně a nebylo použito jemnějšího dělení kosti na prvky v této oblasti.

Algoritmus bude vytvářet prostorový model kosti a dle litosti ji na prvky podle vstupních dat s názvem soubor 1, ve kterém jsou naměřená data ideální kosti a vstupních hodnot soubor 2, zadávaných například klávesnicí počítače, kde jsou informace o rozměru kosti konkrétního pacienta.

Soubor 1 obsahuje tyto data:

$l, d, n, s_1, s_2, p_1, p_2, m_1, m_2, m_3, \dots$  délka části kosti automaticky dle dělení na prvky, průměr kosti uprostřed, počet řezy podle **obr. 1**, počet řezy  $\alpha$  a prvek před a za automatickým dělením, počet řezy



**Obr.1.** Volba řezy a měřící bodů na řezy kosti.

vkádaných po obvodu mezi p ímkami podle obr.1, po et vrstev prvk v kompaktní a spongiózní ásti kosti.

n-krát (tzn. pro každý ez)

$x, y_0$ , a ... sou adnice a nato ení ezu

16 trojic (pro krok  $j = p/8$ )

$r_{j1}, r_{j2}, r_{j3} \dots$  polární sou adnice  $r$  (vzdálenosti od osy) vnit ního povrchu, rozhraní spongiózní a kompaktní ásti a vn jšího povrchu

Soubor 2 obsahuje data:

$l_2, d_2, w \dots$  délka ásti kosti automaticky d lené na prvky, pro  $m$   $r$  kosti uprost ed, pro hyb kosti uprost ed ve sm ru osy  $y$ .

Sestavme nyní algoritmus automatického sestavení vstupních dat pro program ešící napjatost metodou kone ných prvk .

**1.** Vstup dat ze souboru 1:  $l, d, n, s_1, s_2, p_1, p_2, m_1, m_2, m_3$  a dat ze souboru 2:  $l_2, d_2, w$

**2.** Volba m ítek:  $x_m = l_2/l_1, w_m = r_2/r_1$ , t mito m ítky se upravují na tené rozm ry souboru 1.

**3.** Výstup sty ník a prvk u kloubu na za átku kosti. Sou adnice sty ník jsou upraveny m ítky.

**4.** Cykl po vrstvách kosti ( $k=1, \dots, n$ ).

**5.** Vstup soubor 1:  $x, y_0$ , a ... úhel a se p evede na obloukovou míru.

Vstup soubor 1:  $r_{j,i} \dots i1=1,2,3; j=1, \dots, 16$ , polární sou adnice bodu na pr ezu (viz. obr.1).

**6.**  $y_0 = y_0 + 4wx(1-x/al) \dots$  zapo tení pro hybu kostí ve tvaru paraboly.

**7.** Vytvo ení sty níku. Nejprve se ur í polární sou adnice v rovin ezu. Sou adnice  $r$  je ekvidistantní m n na od  $r_{j1}$  do  $r_{j2}$  s  $(m_2-1)$  vnit ními body a dále do hodnoty  $r_{j2}$  s  $(m_3-1)$  vnit ními body. Sou adnice  $j$  se ekvidistantní m ní od nuly do hodnoty  $15p/8$  s krokem  $p/8$  s  $m_1$  vnit ními body. Sou adnice se p evedou do kartézského sou adného systému, zapo te se

vliv prohnutí kosti  $y_0$ , vliv pooto ení pr ezu a a výsledek se opravím ítkem.

$$x = (x_k - r \cos j \sin a) x_{mer}$$

$$y = (y_0 + r \cos j \cos a) w_{mer}$$

$$z = r \sin j w_{mer}$$

Sty níky jsou pro b žn íslovány íta em  $i$ , nejd íve se m ní sou adnice  $r$ , pak  $j$  a nakonec  $x_k$ . Po et sty ník pro jednu hodnotu  $j$  je  $p_j = m_2 + m_3 + 1$  (na jednom pr vodi  $i$  polární sou adnice). Po et sty ník pro jednu hodnotu  $x_k$  (v jedné vrstvě) je  $p_x = 16 p m_1$ .

**8.** Pro sty níky, kde platí  $x_k > 0, j > 0$  a  $r > r_{j1}$  se vytvá í prvek s ísly vrchol :

$i-1, i, i-p_j, i-p_j-1, i-p_x-1, i-p_x, i-p_x-p_j, i-p_x-p_j-1$  a s materiálovými vlastnostmi kompaktní kosti pro  $r=r_{j2}$  resp. spongiózní kosti pro  $r_{j2}$ .

**9.** Konec cyklu  $i$  po vrstvách kosti.

**10.** Výstup sty ník a prvk u kloubu na konci kosti. Sou adnice sty ník jsou upraveny m ítky.

Podle algoritmu se vytvá í soubor s názvem sty níky a soubor s názvem prvky. Kódování resp. textová úprava soubor musí být p íz sobená programovacímu systému, pro který jsou ur eny. V grantu GA R íslo 106/00/0006 je to volitelný systém LUCAS nebo EVA-SYS. Použitým systémem je pak po ítáno nap tí pro zadané zat ížení.

## ZÁV R

Popsaným zp sobem bylo provedeno m ení a výpo et napjatosti pro femur a tibii. M ení dlouhých kostí bylo provád no na po íta ovém tomografu pro d tské pacienty a po íta ovým tomografem pro preparované kosti zap j ené Antropologickým ústavem. Na vypreparovaných kostech bylo provád no



kontrolní měření posuvným měřítkem. Podle výsledků měření byly sestaveny soubory ideálního tvaru kosti (soubor 1).

Pro osobní počítač byl sestaven program, který pro rozměry kosti pacienta (délka a průměr uprostřed a její prohnutí) a zvolený soubor dat ideální kosti vytvoří automaticky data pro program metody konečných prvků.

V rámci grantu jsou v Ambulantním centru pro vady pohybového aparátu v Praze 3 (vedoucí MUDr. Ivo Mařík, CSc.) sledovány asové problémy léčení varosity a valgosity končetin pomocí ortéz, které jsou vyráběny ve firmě Ortotika s.r.o. (vedoucí Ing. Pavel Erný). Tyto speciální ortézy umožňují sledovat pomocí zabudovaných měřících zařízení silové působení ortézy na končetinu. Simulací silového působení ortézy na končetinu na počítači a změnou tvaru vase se hledají zákonitosti remodelace kosti rostoucího skeletu. Simulace problémů léčení na počítači pak umožní stanovit vhodný tvar ortézy, jejího působení a volit vhodnou dobu intermitentní aplikace ortézy (ortéza působí přes noc a dvanácti hodinami).

**Podkování:** Prezentované výsledky byly dosaženy v rámci grantu GA ČR číslo 106/00/0006. Na které podklady pro prezentované výpočty byly získány z klinického materiálu Ambulantního centra pro vady pohybového aparátu v Praze 3, kde se provádí i měření a sledování působení ortézy na končetinu.

## LITERATURA

1. Ulík J. Remodelace kostí, sborník konference Engineering mechanics, AV ČR Ústav teoretické a aplikované mechaniky a Ústav termomechaniky, VUT Brno, Asociace pro mechaniku. Svratka, 1998,

s.91-96.

2. Ulík J. Human bone material remodeling, sborník konference ITAB'97 Information technology application on biomedicine. IEEE/EMBS region 8, česká společnost pro biomedicínské inženýrství a lékařské informace, AV ČR Ústav psychologie, KU 1. lékařská fakulta, MIn. zdravotnictví. Praha, 1997, s. 56-57.

3. Ulík J, Petráň M. Materiálové charakteristiky osteon kortikální kosti, Pohybové ústrojí, 6, 1999, . 2, s. 114-123.

4. Mařík I, Petráň M, Erný P. Regeneration of long bones at skeletal dysplasias respecting the viscoelastic properties. In: Proceedings, Biomechanics of man 2000, ed. F. Vaverka, M. Janura. Olomouc: Palacký University, 2000, s. 92 -95.

5. Nordin M, Frankel V.H. Biomechanics of bone. In: M. Nordin and V.H. Frankel. Basic biomechanics of the musculoskeletal system, 2nd ed, Philadelphia, London: Lea and Febiger, 1989, s. 3- 30.

6. Petráň M. Reaktivita kostní tkáně na vnější zatížení. Pohybové ústrojí, 1, 1994, . 2, s. 85 -92.

7. Petráň M. Stav dynamického remodelování ekvilibria v kortikální kosti. Pohybové ústrojí, 2, 1995, . 3, s. 112 -117.

8. Petráň M, Heřt J, Fiala P. Spatial organization of the Haversian Bone. Journal of Biomechanics, 29, 1996, . 2, s. 161- 69

9. Petráň M. Biomechanické a biotermodynamické zákonitosti remodelace kostní tkáně. Pohybové ústrojí, 6, 1999, . 1, s. 28 -48.

10. Petráň M, Danešová J. Limitní cykly vzniku, funkční stability a zániku kostní tkáně v jejím objemovém elementu. Osteologický bulletin, 5, 2000, . 4, s. 123 -130.

11. Sobotka Z, Mařík I. Biomechanické jevy u kostních dysplazií. Pohybové ústrojí, 1, 1994, . 3, s. 122 -36.

12. Sobotka Z, Mařík I. Remodelation and regeneration of bone tissue at some bone dysplasias. Pohybové ústrojí, 2, 1995, . 1, s. 15 -24.

## Adresa

**Prof. Ing. Jan Ulík, DrSc.**

Stavební fakulta, VUT Praha

Thákurova 7, 166 29 Praha 6

E-mail: culik@fsv.cvut.cz

## ISOLOVANÝ TYP PLANTÁRNÍ FIBROMATÓZY - LEDDERHOSE V SYNDROM

<sup>1,2)</sup>V. Smr ka, <sup>2)</sup>I. Ma ík, <sup>3)</sup>I. Juliš

<sup>1)</sup>Klinika plastické chirurgie 1. LF UK a IPVZ Praha

<sup>2)</sup>Ambulantní centrum pro vady pohybového aparátu  
p i Kated e antropologie a genetiky lov ka, P F UK Praha

<sup>3)</sup>BioLab - biotická a cytologická laborato

### SOUHRN

Fibromatóza plantární fascie, v písemnictví známá jako Lederhose v syndrom (LS), postihuje jednu i ob nohy. Nej ast ji na mediální stran chodidla se objeví mnoho etná uzlovitá a pruhovitá zdu ení, která jsou zp sobena proliferativní fibroplazií plantární aponeurózy a okolní podkožní tkán . P i stla ení bolestivé vazivové uzly a pruhy povázky se oz ejmí p i dorzální flexi palce nohy. LS se asto sdružuje s Dupuytrenovou kontrakturou palmární fascie. Auto i diagnostikovali Lederhose v syndrom u souboru 11 dosp lých pacient . U dvou mladých muž se plantární fibromatóza vyvinula pouze na jedné noze, ruce nebyly postiženy. Na p ípadu s izolovaným postižením jedné nohy je demonstrován klinický a histologický obraz choroby, kde p í inou vzniku LS bylo poran ní jehlou. Histologickým vyšet ením je nutno vylou it diferencovaný fibrosarkom. Lé ebnou metodou je subtotální excise fibromatózní plantární aponeurózy, aby se p edešlo bolestivé irreversibilní kontraktu e palc nohou.

*Klí ová slova: izolovaný typ plantární fibromatózy, fibromatóza plantární fascie, Ledderhose v syndrom, klinický a histologický obraz.*

### SUMMARY

Smr ka V, Ma ík I, Juliš I. **Isolated type of plantar fibromatosis - Ledderhose's syndrome.** Fibromatosis of the plantar fascia of one or both feet, known as Ledderhose's syndrome or disease (LS) presents as single or multiple nodular swellings in the sole of the foot. It is caused by a proliferative fibroplasia of the plantar aponeurosis with subcutaneous palmar tissue occurring in the form of nodules and cords. The condition is often associated with Dupuytren's contracture of palmar fascia. The authors diagnosed LS in a group of 11 adult patients. In two young men, the plantar fibromatosis was developed in single foot, the hands were not involved. There is demonstrated an isolated case of this disease with involvement of one foot and its clinical features and also histological pictures. The histological picture of spindle-shaped cells

with collagen formation may simulate a well differentiated fibrosarcoma. The therapy of choice is a local removal of the fibromatous plantar aponeurosis to prevent painful irreversible contracture of the toes.

*Key words: isolated type of Ledderhose's syndrom, fibromatosis of the plantar fascia, clinical features, histological picture*

## ÚVOD

Plantární fibromatóza, v písemnictví známá jako Ledderhose v syndrom (LS), je benigní onemocnění analogické fibromatóze palmární fascie, kterou popsal Dupuytren v roce 1832.

Frekvence výskytu LS v populaci se uvádí 1,75 : 100 000 obyvatel (6). Štrasburský lékař Ledderhose popsal patologicko-anatomický obraz LS a diagnostikoval 50 případů tohoto onemocnění již na konci 19. století (5). V naší literatuře Müller s Janíkem (6) publikovali kasuistiku Ledderhoseova syndromu u dvou našich vzpár, jednovaječných dvojčat.

Ledderhose v syndrom jsme našli v našem souboru přibližně u 15 % pacientů s Dupuytrenovou kontrakturou (DK) ruky. U 57 postižených DK byly běžné tzv. kloubní polštářky (knuckle peds) na dorsální straně PIP kloubu. Plastická indurace penisu (označovaná Peyronieho choroba) i syndrom) se v našem souboru se nevyskytl. Tyto uvedené sdružené patologické nálezy pojivové tkáně, které se nazývají *Dupuytrenova diatéza*, mají prognostický význam - postižení se sdruženými změnami pojiva jsou náchylní k rychlé progresi a opakování choroby (4). Isolovaná plantární fibromatóza (bez postižení rukou Dupuytrenovou

kontrakturou) se vyskytuje velmi zřídka (7).

*Etiopatogenese* LS je obdobná jako u DK, kde se uvádí řada faktorů, např. diabetes mellitus, jaterní choroby, etylismus, vertebrogenní poruchy, mechanické poranění a žívání, mikrotraumata aj. U DK se uvažuje souvislost s úrazem a studují se vlivy pracovních faktorů. Přesná příčina vzniku DK ani LS se nezná. Existují rodiny, kde se kontraktury vyskytují často. U DK byl popsán autosomálně dominantní dědičnost (4). Případy s rodinným výskytem začínají dříve a rychleji progredují. U žen se kontraktury objevují později, pomaleji progredují (4).

*Klinický nále:* Zpravidla v mediální části plantární fascie (v nezářivých oblastech) se tvoří uzlovitá ztlustění o průměru 0,5 - 1,5 cm, jež jsou palpabilní a bolestivá, adhezní k fascii i k koži. Ve středoevropské oblasti nebyly zjištěny kontraktury prstů nohou (2). Naopak v britské oblasti, kde byla zjištěna vyšší incidence DK, plantární fibromatóza vytvářela fleky kontraktury palce nohy (1).

*Histologickým vyšetřením* uzlovitých vazivových pruhů se zjišťují vysoce diferencované fibroblasty nebo myofibroblasty (3), které infiltrují přilehlou koži i hluboké struktury plosky nohy (dlaně). Histologický obraz v tenových buňkách s formací kolagenu je nutno odlišit od diferencovaného fibrosarkomu. Myofibroblasty vznikají transformací perivaskulárních hladkých svalových buněk, jež produkují 3. typ kolagenu. Mnoho badatelů domnívá, že uzly a pruhy se formují ostrouvkovitou proliferací fibroblastů (tzv. proliferativní fibroplazie) již existujících vazivových

vláken plantární (palmární) fascie (4).

V letech 1995 - 2000 auto i diagnostikovali Ledderhose v syndrom u souboru 11 dospělých pacient, z toho devět bylo v souvislosti s Dupuytrenovou kontrakturou. U dvou mladých mužů se plantární fibromatóza vyvinula pouze na jedné noze, ruce nebyly postiženy. Na případu s izolovaným postižením jedné nohy je demonstrován klinický a histologický obraz choroby.

## KASUISTIKY

### 1. případ

U zdravého 27-letého pacienta s normálním somatotypem za 1 měsíc po píchnutí jehlou, která byla chirurgicky extirpována, vznikl tuhý mírně bolestivý uzel na plošce pravé nohy v rozsahu 3 x 2 cm. Progrese nálezů, ke které došlo během 6 měsíců (obr. 1), byla vyřešena subtotální

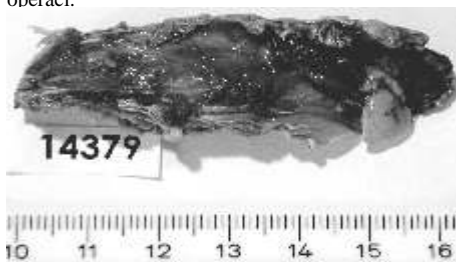


**Obr. 1.** Vazivový pruh s uzlem na plošce pravé nohy. Test extenze palce.

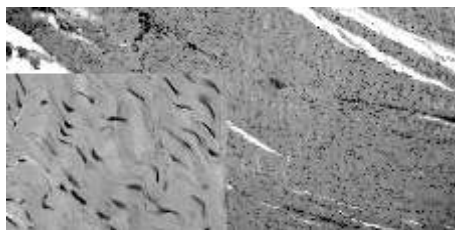
fasciektomií (obr. 2a,b,c). Histologicky byla verifikována plantární fibromatóza, byl zachycen uzel vazivové tkáně s ložiskovou proliferací kapilár na periferii a aktivací fibroblastů (obr. 3a,b). Operace byla úspěšná, ale proximální část jizvy byla hypertrofická. Intermittentní



**Obr. 2a,b.** Plantární povázka s fibromatózou při operaci.



**Obr. 3a.** MAKROFOTOGRAFIE: Protáhlá, tuhá částka vazivového vzhledu 65 x 19 x 13 mm.



**Obr. 3b.** MIKROFOTOGRAFIE: částka je tvořena uzly vazivové tkáně, ložiskově na periferii je zastižena proliferace kapilár a aktivace fibroblastů. Nález je v souladu s dg. plantární fibromatózy (barvení HE, x20, inset x40).

aplikací silikonu a ortopedických vložek došlo k zjemnění jizvy (**obr. 4a,b**). V rodině probanda se LS ani DK nevyskytly.



**Obr. 4a,b.** Jizva na plosce pravé nohy 6 měsíců po operaci.

## 2. případ

U zdravého 24-letého pacienta s atletickou postavou se na plosce levé nohy vytvořily tři solidní uzlovité bolestivé rezistence na mediálním plantárním pruhu, který byl 10 mm široký. Sonografickým vyšetřením byl zobrazen pouze nejvyšší uzel o průměru 7 x 5 mm. Za 6 měsíců od začátku obtíží byla provedena subtotální excize tuhé vazivové plantární fascie. Histologicky byla verifikována plantární fibromatóza. V budoucích uzlech ložiskov uložených v kolagenním vazivu s tkáněmi fascie ????. U matky pacienta bylo zjištěno stejné onemocnění plantární fascie

- pacientce bylo opakovaně extirpováno několik fibromatозních uzlů. Otec matky, který již nežije, měl Dupuytrenovu kontrakturu rukou a současně oboustranné postižení plantárních povázek. V rodině matky pacienta se vyskytují spontánní aborty a anomálie ledvin. Pacient má artrózu kolenních kloubů, v období rychlého růstu trpěl na bolesti v zádech.

## ZÁVĚR

Isolovaný typ LS se vyskytuje zřídka a nebyl dosud v našem písemnictví publikován (6). U obou operovaných pacientů nebyla anamnesticky zjištěna metabolická nebo zánětlivá onemocnění. U prvního případu LS se vyvinul na základě úrazu - sobením cizího tělesa. V druhém případě usuzujeme na autosomálně dominantní přenos LS ze strany matky ve třech generacích s 50% rizikem opakování choroby pro další generace. Výskyt LS v této rodině patří do obrazu tzv. Dupuytrenovy diatézy. Exstirpace jednotlivých uzlů nebo partiální resekce plantární aponeurózy vede zpravidla k recidivě. Úspěšná subtotální resekce plantární aponeurózy je prevencí nevratné kontraktury palce (7). Zduření plantární aponeurózy lze snadno diagnostikovat aspekty, palpací a testem extenze palce nohy. Uzlovitá vazivová tkáň se odráží i v sonografickém vyšetření. Histologické vyšetření, zaměřené na diagnostiku diferencovaného fibrosarkomu, je vždy indikované. Při terapii hypertrofické jizvy na plosce pravé nohy u prvního případu se nám osvědčila kombinace ortopedické vložky se silikonem.

---

## Literatura

1. Classen DA, Hurst LN. Plantar fibromatosis and bilateral flexion contractures: A review of the literature *Annals of Plastic Surgery*, 28, 1992,5 s. 475-478.
2. Dungal P. Ortopedie a traumatologie nohy. Avicenum: Praha, 1989, 285 s.
3. Gabbiani G, Majno G. Dupuytren's contracture: fibroblast contraction? An ultrastructural study, *A J Pathol*, 66, 1972, s. 131-35.
4. Jobe MT. Dupuytren's Contracture. In: Campbell's operative orthopaedics, Ed. A.H.Crenshaw, 8 Ed. Mosby Year Book: St. Louis, Baltimore, Boston, 1992, s.3427-34.
5. Ledderhose H. Zur Pathologie der Aponeurose des Fuses und der Hand. *Langenbecks Arch Klin Chir*, 55, 1897, s. 694-712.
6. Müller I, Janí ek P. Ledderhose v syndrom u jednovaje ných dvoj at. *Acta Chir orthop Traumat ech*, 47, 1980, .2, s. 132-137.
7. Runkel N, Gohring U, Friedl W, Roeren T. Isolierte fibromatosis plantaris Ledderhose . *Chirurg*, 67, 1993, .7, s. 589-91.

### Adresa:

**Doc. MUDr. Václav Smr ka, CSc.**

Nádražní 113

264 01 Sedl any

## XVII. SETKÁNÍ FEDERACE EVROPSKÝCH SPOLE NOSTÍ POJIVOVÉ TKÁNĚ, PATRAS, ECKO, 1. - 5. 7. 2000

J. Š O V Í K O V Á

Revmatologický ústav, Praha

**Zpráva o úasti na XVII. sjezdu Federace evropských spole ností pro výzkum pojiva (FECTS), který se konal 1.- 5. 7. 2000 v Patrasu v ecku.**

Sjezdu se zúčastnilo na 350 delegátů z 18 zemí Evropy, Ameriky a Asie. Program byl rozdělen do čtyř okruhů, příspěvky byly prezentovány formou plenárních přednášek, posterů a kolokvií. První okruh se týkal stavby a funkce proteinů extracelulární matrix (ECM). Byla zde rozlišena především funkce doménových struktur (J.Engel, Basel, Switzerland) u lamininu, oligomerního chrupavkového proteinu (COMP) a matrilinu (CMP). Oligomerizace zvyšuje tyto struktury tím, že zpevňuje jejich vzájemné vazby a díky kombinaci různých domén je jiná multifunkční. Byly prezentovány dvě nové třídy ECM proteinů, tzv. EMILINy a matriliny. EMILINy (Elastin Microfibril Interfase Located Proteins) (Colombatti, Aviano, Italy) jsou glykoproteiny ECM exprimované především ve tkáních s vysokým obsahem elastinu, například v cévách. Mají doménovou strukturu a fungují jako adhezivní molekuly. Matriliny (M.Paulsson, Munich, Germany) jsou

ECM proteiny, které mají ve své molekule domény podobné von Willebrandovu faktoru. Matriliny vytvářejí pericelulární síť a slouží jako spojky mezi určitými proteoglykany a kolagenními fibrilami a tím udržují správnou organizaci pojivové tkáně. Poměrně značná pozornost byla věnována heparan sulfátu (HS). J.T.Gallagher (Manchester, UK) poukázal na důležitost diverzity v sulfataci HS pro rozpoznání specifických proteinů a to zejména v embryonálním vývoji.

Ve druhém okruhu byly prezentovány aspekty vzájemné interakce buněk a ECM, zejména s ohledem na vývoj. Byla zde ukázána úloha heparan sulfátových proteoglykanů při řízení adheze, proliferace a diferenciace buněk (G.David, Leuven, Belgium), úloha heparin-binding proteinu (pleiotropinu) a amfoterinu pro regulaci pohyblivosti buněk (H.Rauvala, Helsinki, Finland) a specifická úloha izoformy TGF- $\beta$  na hojení ran a vývoj horního patra u myši (H.Laverty, Manchester, UK). Pouze izoforma TGF- $\beta$ 3 má pro řízení jak na hojení ran, tak na správnou formaci horního patra. K.von der Mark (Erlangen, Germany) ukázal, že integrin  $\alpha$ 7 $\beta$ 1, který je receptorem lamininu 1 a 2 se váže na aktin a myosin

---

cytoskeletu prostřednictvím pektinu a nikoliv fokálních adhezivních molekul.

Ve této oblasti byly zmíněny některé geny důležité pro vývoj ECM a poruchy pojiva spojené s dysfunkcí těchto genů. Mezi těmito geny hrají významnou úlohu ty, které kódují proteiny vážící se na kolagen (např. lumikan, fibromodulin a decorin). D. Heinegard (Lund, Sweden) poukázal na skutečnost, že v chorobách postihujících chrupavku, například u OA nebo RA, se objevují změny v produkci těchto proteinů dříve než začne být degradován kolagen. Pro chondrogenesi jsou nejduležitější geny pro transkripční faktory *Sox-1*, *L-Sox-5* a *Sox-6* (B. de Crombrughe, Houston, USA). Tyto geny řídí diferenciaci mesenchymálních buněk na chondrocyty. U myši heterozygotních v *SOX-9* se vyvinou abnormality připomínající Campomelic dysplasia u člověka. *L-Sox-5* a *Sox-6* kooperují se *Sox-9* v aktivaci exprese kolagenu II, agregace a možná i dalších ECM proteinů. Pokrok v projektu „Lidský genom“ ukázal na značný polymorfismus v lidském genomu. Největší díl (85%) připadá na jednonukleotidové změny (1 na 1000 nukleotid), které jsou pravděpodobně podkladem mnohých genetických poruch. 15% polymorfismus tvoří tzv. mikro nebo minisatelity. Jsou to krátké opakující se sekvence v nekódujících oblastech genomu. U kolagenu I byl nalezen polymorfismus v oblasti pravděpodobně regulující transkripci  $\alpha 2$  et zce. Tento polymorfismus je signifikantně zastoupenější u pacientů se systémovou sklerózou (SSc) než u zdravých jedinců (R. Hata, Tokyo, Japan). Bylo rovněž prokázáno, že oblast obsahující tyto sekvence má vyšší stimulační aktivitu pro transkripci  $\alpha 2$  et zce kolagenu I. Na vztah mezi

molekulární genetikou a patologií chrupavkové matrix u monogenních poruch typu *mnohočetné epifyseální dysplazie* (MED) a *pseudoachondroplazie* (PSACH) poukázal M. Briggs (Manchester, UK). U obou chorob byl nalezen defekt v genu *pro COMP*. Tento defekt způsobuje nesprávnou organizaci molekuly COMPu. Ultrastrukturní analýza chrupavky ukázala, že defekt má za následek generalizované zhroucení architektury chrupavky, zejména díky abnormální morfologii kolagenních fibril. Další data ukazují, že COMP interaguje s kolagenem I, II a IX a katalyzuje jejich správnou organizaci do fibril. Dále byla věnována pozornost signálním cestám řízeným vazbou kolagenu na integriny (J. Heino, Turku, Finland). Ukázal, že kolageny IV a XIII se vážou na integrin  $\alpha 1\beta 1$  a fibrilární kolageny se vážou na integrin  $\alpha 2\beta 1$ . Integrin  $\alpha 1\beta 1$  je způsobně regulátor exprese kolagenu I, zatímco integrin  $\alpha 2\beta 1$  je pozitivní regulátor syntézy kolagenu a exprese kolagenázy. Navíc zbrzdí upevnění a to prostřednictvím p38 MAP kinázy a proteinu fosfatázy 2A. Důležitost správné vazby integrinů s kolageny byla dále ukázána na příkladu hojení ran a fibrózy (D. Piecha, Cologne, Germany).

Poslední okruh prezentovaných referátů se zabýval remodelací chrupavky, biomechanikou a biomateriály. Remodelace tkání za jiná proteolýzou. H. Nagase (London, UK) poukázal na vztah struktury a funkce u kolagenáz (MMP-1, MMP-8 a MMP-13). Katalytická doména těchto enzymů má nejen endopeptidázovou, ale také triplehelikázovou aktivitu. Ta je nutná pro rozvinutí nativního kolagenu, nebo



aktivní místo katalytické domény není pro vazbu nativního kolagenu dost prostorné. Mechanismus katabolismu chrupavkových proteoglykanů prezentoval B. Caterson (Cardiff, UK). Pro štěpení agrekanu jsou nejdůležitější t.z.v. agrekanázy, metaloproteinázy s disintegrinovou a jednou nebo více trombospondinovými doménami (ADAMTS). U chorob jako OA nebo RA úbytek agrekanu předchází degradaci kolagenu. Ukázal, že předávek trienových mastných kyselin (jsou přítomné v dietních přísadách z rybího tuku) do kultivačního média kultury chondrocytů stimulovaných IL-1 ruší aktivaci exprese agrekanáz a cyklooxygenázy 2, ne však cyklooxygenázy 1 a také autokrynní syntézu prozántlivých cytokinů. Remodelace ECM a invazivita buněk je ovlivována nejen různými cytokiny a různými faktory, ale také určitými doménami proteinů ECM. J. C. Monboisse (Reims, France) ukázal, že specifická sekvence NC1 domény  $\alpha 3$  et zce kolagenu IV(AA 185-203) podporuje adhezi různých nádorových buněk různých linií a inhibuje jejich proliferaci, avšak není pro proliferaci normálních fibroblastů. Zároveň zabírá expresi metaloproteináz a aktivaci želatinázy A (MMP-2). Naproti tomu trombin má tumorigenní účinek (M.E. Maragoudakis, Patras, Greece) a to prostřednictvím své schopnosti aktivovat angiogenezi. Trombin totiž zvyšuje expresi VEGF receptoru a navíc aktivuje tumorové buňky kvůř sekreci VEGF. Kromě toho u tumorových buněk zvyšuje produkci želatinázy B (MMP-9) a integrinu  $\alpha v \beta 3$ , které podporují vznik metastáz. *Studium biomechaniky ECM ukázalo, že statická zátěž inhibuje metabolickou aktivitu buněk kloubní chrupavky, zatímco dynamická*

*zátěž má účinek stimulační* (E.B.Hunziker, Bern, Switzerland). Nyní jsou studovány různé aspekty tohoto procesu, zejména aktivace exprese genů ECM. Nakonec byly prezentovány různé kompozitní materiály jako dočasné nebo trvalé náhrady nebo kryty cév, srdce, kůže a kostí. Závěrem jsou položeny souhrny prezentovaných prací českých účastníků symposia.

### OSTEOGENESIS IMPERFECTA TYPE I: COLLAGEN ALPHA-1 GENE MUTATIONS (3 end) IN CZECH POPULATION

<sup>1</sup>MAZURA Ivan, <sup>2</sup>MARIK Ivo, <sup>1,2</sup>NUTSU-MAZURA Fotini, <sup>1,2</sup>MARIKOVA Olga, <sup>1</sup>KRUPAROVA Marketa

*The Department of Anthropology and Human Genetics, Ambulant Centre for Defects of Locomotor Apparatus, The Faculty of Science, Charles University in Prague, <sup>1</sup>Vinická 7, 12843 Prague 2, <sup>2</sup>Olsanská 7, 130 00 Prague 3, Czech Republic.*

The COL1A1 gene is one of the most important genetic regions in osteogenesis imperfecta (OI) type I etiology. At the present, there are recognized several types of mutations in collagen 1 alpha I gene. The COL1A1 mutations, localized especially in 3 end, caused more severe clinical picture.

Molecular genetic analysis of COL1A1 gene was carried out by polymerase chain reaction (PCR) and sequence analysis.

Nowadays, our OI group contains 15 patients (8 females, 7 males). Typical radioclinical features (thin deformed long bones, sabre-shaped tibiae and shepherd's crook deformities of femoras, pseudoarthroses, dentinogenesis imperfecta, blue sclerotics, hyperlaxity of joints, hypoacusis, etc.) of some examined patients are demonstrated in a table and as case reports.

We found three described typical mutations (1 nucleotide substitution) changing amino acid

---

sense from glycine to termination codon. The new 4bp insertion polymorphism in the 3' end of the gene was characterized in a female patient with severe skeletal deformities.

The discoveries of new Col IA 1 (and COLIA2) mutations will be used in routine genetic counseling in the near future.

*Acknowledgements:* The results have been supported by the grants GACR No. 206/99/1697 and IGAMHCR No. 4292-3.

## **THE INFLUENCE OF OLOMOUCINE AND ROSCOVITINE ON THE PRODUCTION OF TIMP-1 BY HUMAN DIPLOID FIBROBLASTS**

<sup>1</sup>J.Št'ová ková, <sup>2</sup>M. Havranová

<sup>1</sup>*Institute of Rheumatology, Na slupi 4, 128 50 Prague 2, Czech Rep.*

<sup>2</sup>*Imumed s.r.o. Mlýná ská 14, 110 00 Prague 1, Czech Rep.*

Olomoucine and roscovitine, the derivatives of 4benzylamino-9-methylpurine, down-regulated the proliferation of embryonal human lung fibroblasts as well as that of fibroblasts from rheumatoid synovium. IC<sub>50</sub> was 70 ±14 micromol/l for olomoucine and 14 ± 2,8 micromol/l for roscovitine, respectively, in the case of lung fibroblasts, and 56±14 micromol/l for olomoucine and 11,2±2,8 micromol/l for roscovitine, respectively, in the case of rheumatoid synovial fibroblasts. Both inhibitors slowed down the cell cycle progression by delaying the enter into S-phase. The production of TIMP-1 in unstimulated lung fibroblasts was not affected by these inhibitors. When rheumatoid synovium cells were treated with either inhibitor the production of TIMP-1 was down-regulated.

**Conclusion:** The proliferation of cells and the production of TIMP-1 is not closely related events. The connection between them is probably provided by ERK/MAP kinases. Olomoucine and roscovitine are inhibitors of

both cyclin-dependent kinases regulating the progression of cells through the cell cycle and ERK/MAP kinases which regulate the production of AP-1 as a result of extracellular stimuli. That is why both olomoucine and roscovitine can down-regulate proliferation as well as the production of TIMP-1 by the cells stimulated by exogenous mitogens.

**Key words:** Olomoucine, roscovitine, cell proliferation, TIMP-1.

*Acknowledgement:* The study was supported by grant 3640-3 IGAMZ of Czech republic

## **THE EFFECT OF BASAL ANTIREVMATICS ON SOME CYTOKINES EXPRESSION, BIOCHEMICAL AND HISTOLOGICAL CHANGES IN THE ADJUVANT ARTHRITIS.**

Hulejová H., § Martinek J, Adam M.

*Institute of Rheumatology,*

*§ 1st Medical Faculty, Charles University Prague, Czech Republic.*

*Purpose of the study:* Adjuvant arthritis (AA) is similar to reactive arthropathy in which the inflammatory arthritis follows infection with no microbial invasion in the synovial space. The aim of this study was to determine the effect of methotrexate and tauredone on the development of AA in rats.

*Methods:* AA was induced by a single intradermal injection of Freund's complete adjuvant (FCA) containing Mycobacterium butyricum into 72 female Lewis (LEW/CrI/CrIbR) rats which were divided into groups according to prophylactic treatment i.e. from the day 0: controls (C), methotrexate (M), aurothiomalate Tauredon (T). The development of AA was followed by measurement of paws diameter, further with strom levels of interleukin-1β (IL-1β), interleukin -6 (IL-6), tumor necrosis factor α (TNF-α) and leukogram.

*Histology:* Samples for light microscopy were fixed with 4% formaldehyde, decalcified and

embedded into paraffin. Synovial membranes for EM were fixed in Karnovsky's mixture, dehydrated in ethanol and embedded in Epon 812. Semithin section, stained by toluidine blue, were used for preparing of pyramids for ultrathin sectioning. In sodium ethanolate deposited semithin sections were processed by indirect immunofluorescence method for of IL-1 $\beta$  and TNF- $\alpha$ . ELISA methods were used also for determination of cytokines in blood plasma. *Results:* Our results showed that T suppressed IL-1 $\beta$  as well as TNF- $\alpha$ , formation already in the first days after inoculation of FCA. M affected mainly chronic AA phase. Rather low serum levels of these two cytokines lasted practically during the whole follow up. Paw started to swell mainly on the 11. day and increased up to the day 21. A morphological appearance of non-altered surface of synovial membrane was characterized by extremely flattened cell processes of synoviocytes which represent non-continuous lining of joint cavity. This cellular component consists predominantly of macrophages and relatively low portion of lymphocytes. *Conclusions:* Immunohistochemical findings were in agreement with serum levels of cytokines. IL-1 $\beta$  and TNF- $\alpha$ , are active in inflammation development, by their down regulation it may be explained at least partly beneficial effect of tested drugs.

*Acknowledgements:* This study was supported by the grant No.1353 - 2 of the Internal Grant Agency of the Ministry of Health of the Czech Republic.

## THE EFFECT OF IMPLANTED C-C COMPOSITE AND POLYETHYLENE COVERED BY COLLAGEN AND PROTEOGLYCANS ON THE CONNECTIVE TISSUE FORMATION

<sup>1)</sup>Pešáková, <sup>2)</sup>K.Balík, <sup>3)</sup>M.Petrýl, <sup>4)</sup>K.Smetana jun., <sup>1)</sup>M.Adam

<sup>1)</sup>*Inst. of Rheumatol., Prague 2, <sup>2)</sup>IRSM, Acad.*

*Sci., Prague 8, <sup>3)</sup>Univ. Technol. Prague 6, <sup>4)</sup>Dept. Anatom., 1st Fac. Med., Charles. Univ. Prague 2, Czechia*

*The purpose of the study* was to test C-C carbon composite and polyethylene (PE) designated for the use in medicine.

*Study design:* Two cytotoxicity tests „*in vitro*“ were performed using mammalian cells: a) proliferation of fibroblasts on the tested materials: polyethylene (hydrophobic or hydrophilic) and C-C composite, b) metabolic activity tests of the cells cultured in medium prepared by four times repeated extraction of the C-C composite and of the PE hydrophobic or hydrophilic materials in autoclave. The cell metabolic activity was measured according to the intensity of a color reaction after 48 hours cultivation with MTT (dimethylthiazol-diphenyltetrazolium bromide, Sigma, Germany) using ELISA Reader. To test biocompatibility „*in vivo*“ we implanted materials (C-C composite and hydrophobic or hydrophilic PE, covered by collagen or PG) subcutaneously to the rats. We studied connective tissue changes to the vicinity of implants after 10 and 60 days, by histological or immunohistochemical methods (macrophage markers ED1, ED2, fibronectin, chondroitin-sulphate, acid and alkaline phosphatase, cytokines IL1-beta, ILC, IL13, TNF-alfa).

*Results:* proliferation of cells on the materials showed good biocompatibility. Only the fourth extract manifested a slightly inhibitory effect on the metabolic activity of cells. The negative influence on cell metabolism showed all polyethylene extracts with hydrophobic surface. All tested materials showed good compatibility when inserted subcutaneously into rats. Formation of connective tissue was most intensive around C-C composite, in this case debris of that material was found. These implants and the debris induced a formation inclusions accompanied with an extensive infiltration by Ac-phosphatase positive macrophages. When implants were covered with collagen or PG, connective tissue formation was more intensive and on the other hand more

macrophages were present.

*Conclusions:* PE and C-C implants are biocompatible, but C-C materials have tendencies for crumbling.

*Acknowledgement:* This work has been supported by grant GA R 106/99/0419.

## **BIOLOGICAL FIXATION OF CARBON-CARBON PYROLYTIC COMPOSITES COVERED WITH COLLAGEN-PROTEOGLYCAN COPOLYMERS**

M. Petřtyl\*, M. Adam\*\*, V. Pešáková\*\*, K. Balík\*\*\*, J. Danešová\*, Z. Hruška\*

\**Czech Technical University, Faculty of Civil Engineering, Laboratory of Biomechanics, Thákurova 7, Prague 6, 161 41, Czech Republic,*  
\*\**Rheumatism Institute, Na Slupi 4, Prague 2, 128 50, Czech Republic,*

\*\*\**Institute of Rock Structure and Mechanics, Academia of Sciences, V Holešovi kách 41, Prague 8, 182 09, Czech Republic.*

C-C composites containing carbon fibres were prepared from plane-woven cloth (Torayca Carbon Fibres T800) and phenolic resin. The samples were carbonized at the heating rate of 50° C/hr up to 1000° C in nitrogen, reimpregnated with phenolic resin and graphitized at 2200° C in argon. Pyrolytic carbon was deposited from propane. The final open porosity and the apparent density was 9%.

Flat implants, part of them was covered with collagen (12% ISC 40 from calf skin)-proteoglycan (12% from pork cartilage) copolymer (ratio 1:1), were introduced subcutaneously into the rat interscapular region using anaesthesia under sterile conditions. Rats were sacrificed either ten days or 60 days after surgery and implants with surrounding tissue were removed. In the case of covering the implants with collagen proteoglycan copolymer very compact tissue was firmly bound to C-C composite. Newly formed connective tissue was examined histologically and immunohistologically (II, TNF-a). According

to the results obtained it is obvious, that C-C composite is suitable as implant material. Moreover, collagen-proteoglycan copolymer stimulates new tissue formation. In this way C-C implants are built in the organism much faster.

*Acknowledgement:* This research study has been supported by grant GA R 106/99/0419.

## **REGENERATION OF LONG BONES AT SKELETAL DYSPLASIAS RESPECTING THE VISCOELASTIC PROPERTIES**

\*MARIK Ivo, \*\*PETR TYL Miroslav,  
\*CERNY Pavel

\**Ambulant Centre for Defects of Locomotor Apparatus, affiliated to Dept. of Anthropology and Human Genetics, The Faculty of Science, Charles University in Prague, Olsanska 7, 13000 Prague 3, Czech Republic*

\*\**Laboratory of Biomechanics and Biomaterial Engineering, Czech Technical University in Prague, Thákurova 7, 16629 Prague 6, Czech Republic*

The research has been focused on the synthesis of results of biomechanical studies and clinical, X-ray and surgical observations carried out in 300 patients suffering from skeletal dysplasias (SD). 35 nosologic units were diagnosed in a period of six years experience.

In various bone dysplasias, functional adaptation (remodelation) of bones is affected in differential levels from the normal state to the pathological one. It must be emphasised that the intensity of bone regeneration at SD depends not only on varying loading (alternating shortening and extension) but due to the viscoelastic properties of bone tissue, they also continue and fade as the elastic after effects at constant loads and after unloading according to the *deformational-rheological theory of remodelation* (by Sobotka and Marik, 1995) that is valid for individuals with healthy and dysplastic bone tissue. It can be shown that functional adaptation of bones depends primarily on the strain states in bone tissue and

---

consequently on the biochemical and pathobiochemical processes which can be described by stochiometric equations.

A special attention is paid to the changes of cross-sections of long bones including narrowing, vanishing and displacement of medullary canal (e.g. osteogenesis imperfecta) and on the other hand apposition of bone tissue at the outer periphery of diaphysis (e.g. vitamin D resistant rickets). Furthermore, the causes of curving of long bones are explained, for instance, the curving of femur into the shape of shepherd's crook.

At present, the results of our research are utilized for the conservative therapy of congenital and acquired deformities of long bones in growth period by the new developed limb orthoses with

high-prestressing.

*Acknowledgements:* The results have been supported by the grants GACR No. 106/00/0006 an No. 106/99/0419.

**Adresa:**

**RNDr. J. Šovíková, CSc.**  
Revmatologický ústav Praha  
Na Slupi 4  
128 00 Praha 2

## Prof. Ing. Miroslav Petrtýl, DrSc. šedesátníkem

Letos 15. ledna, v kruhu svých přátel, oslavil své šedesáté narozeniny Prof. Ing. Miroslav Petrtýl, DrSc. Je absolventem českého vysokého učení technického v Praze, kde na Fakultě inženýrského stavitelství od roku 1958 studoval obor konstrukce a dopravní stavby. V roce 1968 obdržel vdecký titul kandidáta technických věd.

V letech 1971-1973 působil ve funkci *Research Associate na Tokodai University v Japonsku*, kde se zaměřil na experimentální verifikace napětí a deformací u dynamicky namáhaných konstrukcí.

*Biomechanice* se intenzivně věnuje od poloviny sedmdesátých let, kdy se zaměřil na napjatostní problémy kyčelních implantátů a diafýz femuru a na deformace kostní tkáně. V té době, ve spolupráci se svým starším kolegou, učitelem a přitelem Ing. M. Milbauerem, CSc., aplikoval metody rovinné fotoelasticimetrie, prostorové fotoelasticimetrie a tenzometrie na experimentální analýzy kostních tkání a nejznámějších typů umělých náhrad lidského skeletu. Mezi nejvýznamnější vdecké práce z té doby, mimo jiné, patří prokázání vlivu smykových napětí na vznik kostních pseudocyst v hlavici femuru a symetrický vývoj kostní tkáně acetabula (kyčle). V roce 1978 působil jako Visiting Professor na Technické University v Dražanech, kde měl několik přednášek zaměřených na biomechaniku umělých náhrad lidského skeletu.

V roce 1978 byl jmenován *docentem* v oboru mechanika tuhých a poddajných

těles a prostředí, se zaměřením na biomechaniku. V letech 1985-1986 působil na Damašské universitě, kde byl jmenován a ustanoven profesorem pro obor mechanika a biomechanika. V roce 1985 v nakladatelství Academia publikoval vdeckou monografii „*Experimentální biomechanika pevné fáze lidského skeletu*“, která patří mezi první vdecké práce z oboru biomechaniky u nás. V téže roce obdržel Zlatou medaili INVEX' 85 „*Nová generace implantátů*“, na Mezinárodní výstavě nových patentů v Brně. V roce 1988 obdržel titul *Zasloužilý vynálezce* (za dvě desítky patentů kyčelních implantátů, které ve spolupráci s Prof. MUDr. R. Pavlanským, DrSc. dostal v Rakousku a USA).

V polovině osmdesátých let prokázal křivotvarou anizotropii v lidském femuru a formuloval princip remodelace ního ekvilibria, tj. snahu živé tkáně ustálit svou mezostrukturu (populace osteonů) tak, aby jejich podélné osy byly identické s první hlavní osou anizotropie a se směrem prvního dominantního hlavního napětí.

V roce 1990 získal titul *Doktor technických věd* a v roce 1991 byl jmenován a ustanoven *profesorem VUT* v Praze. V roce 1991 byl zařazen do prestižní publikace: „*Průkopníci vědy a techniky v českých zemích*“ (monografie, 1991, 1994).

V letech 1992, 1993 krátkodobě působil jako *Visiting Professor v Ecole Nationale Supérieure de Saint-Etienne ve Francii*, kde vdecky pracoval na problematice biotolerance a

---

biokompatibilitu umělých náhrad lidského skeletu, zejména na rozhraní femorální kortikalis-implantát.

V polovině devadesátých let (ve spolupráci s RNDr. J. Danešovou, CSc.) formuloval Obecnou teorii remodelace kostní tkáně, v níž propojil biochemické procesy s biomechanickými úkony. Objevil stacionární stavy v rozsahu každého limitního remodelačního cyklu kostní tkáně a formuloval bifurkační body změny „nastartování“ biochemických remodelačních procesů. Velkým vdeckým přínosem je i objev řízení intenzity biochemických remodelačních procesů sférickým tenzorem napětí a „startování“ biochemických remodelačních procesů v kostní tkáni deviatorem tenzoru napětí. Své prioritní práce publikoval v mezinárodním časopisu Pohybové ústrojí, pokroky ve výzkumu, diagnostice a terapii, kde je členem redakční rady od roku 1995 a zástupcem vedoucího redaktora od roku 1999.

Prof. Miroslav Petrtýl, DrSc. je zakladatelem a vedoucím Laboratoře biomechaniky a biomateriálového inženýrství na Fakultě stavební VUT, kde se kromě vdecké práce intenzivně věnuje výchově doktorandů, zaměřených na biomechaniku.

Prof. Petrtýl je členem dvou vdeckých rad, členem 6 tuzemských a zahraničních vdeckých a odborných organizací. Od roku 1990 je editorem a spolueditorem 11 grantů. V roce 2001 byl jmenován členem korespondentem vdeckého výboru Evropské společnosti pro biomechaniku se sídlem v Holandsku.

Je zastoupen v prestižní monografii: „Who is Who of Intellectuals“, Cambridge Bibliographic Centre, 13<sup>th</sup> Edition, 1998 a v monografii pětistí nejvýznamnějších

osobností v České republice „Kdo je kdo v České republice“. Je autorem a spoluautorem více jak 400 vdeckých, odborných článků, expertíz, výzkumných zpráv, statí ve vdeckých sbornících a patentů u nás a v zahraničí.

Odborné přednášky z biomedicínského inženýrství prezentoval ve Francii, Španělsku, Rakousku, Německu, Polsku, Estonsku, Japonsku, Sýrii, Holandsku, Maroku, Itálii, Irsku, Švédsku, v Kanadě a v Anglii.

V roce 2001 mu byla rektorem VUT udělena Zlatá Felberova medaile za mimořádné úspěchy ve vdecké oblasti a za pedagogickou aktivitu při výchově mladé inteligence.

*Milému kolegovi a příteli panu profesorovi Miroslavovi Petrtýlovi upřímně přeji do dalších let pevné zdraví, mnoho tvrdých sil a hlavně aby si i nadále zachoval svůj životní optimismus, zcela mimořádnou pracovní výkonnost a výjimečné nápady a aby dosáhl ještě dalších významných vdeckých objevů. Vysoce si ceníme jeho hlubokých vědomostí a zkušeností při tvorbě našeho časopisu.*

Za redakční radu:

**Prof. Ing. Jan Kulík, DrSc.**

**MUDr. Ivo Matájek, CSc.**

### A5 (188x120mm)

- zadní strana obálky barevn ... 10.000,- K
- vnit ní strana obálky barevn ... 8.000,- K
- ernobíle uvnit sešitu ... 5.000,- K
- dvojstránka ernobíle (A4) ... 8.000,- K

## PLACENÁ INZERCE "POHYBOVÉ ÚSTROJÍ"

P i více inzerátech a p i opakování  
možnost slevy po dohod s vydavatelem

### formát 120x90mm)

- vnit ní strana obálky  
barevn ... 5.000,- K
- ernobíle uvnit sešitu  
... 3.000,- K

### formát 60x90mm)

- vnit ní strana obálky  
barevn ... 3.000,- K
- ernobíle uvnit sešitu  
... 1.800,- K