

Pohybové ústrojí

Pokroky ve výzkumu, diagnostice a terapii

15. Kubátův den

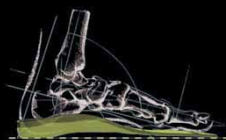
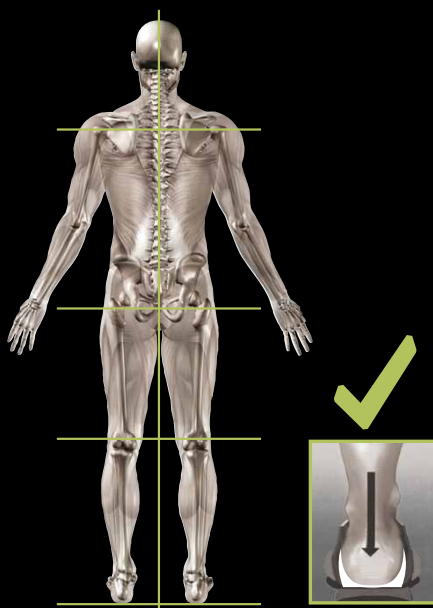
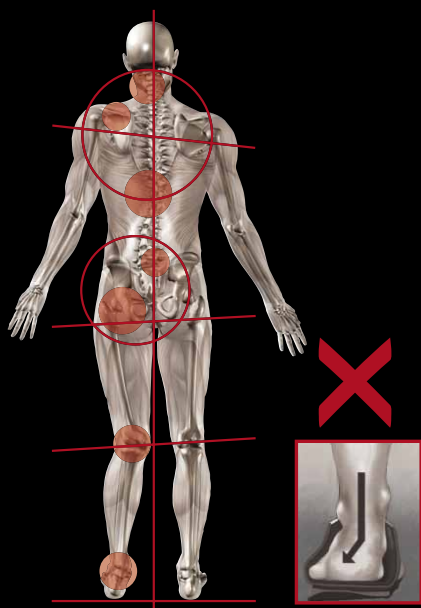
**„Diagnostika, léčení,
biomechanika a patobio-
mechanika pohybového ústrojí“**

Lékařský dům v Praze 20. 3. 2010

Vydává Společnost pro pojivové tkáně ČLS J. E. Purkyně
Ambulantní centrum pro vady pohybového aparátu
Katedra antropologie a genetiky člověka PřF UK v Praze
Odborná společnost ortopedicko-protetická ČLS J. E. Purkyně

ročník 17/2010 číslo 1-2 Supplementum

Ortopedické vložky se stabilizačním segmentem



SUPERfeet®

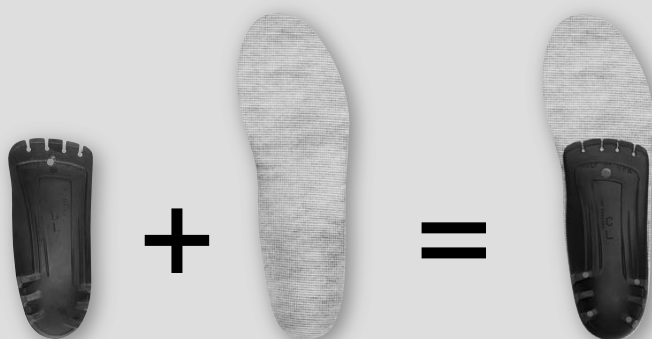
© Copyright Superfeet Worldwide Inc., USA , 2009

www.superfeet.com

Dodavatel v ČR:
Ing. Milan Borský – Proteching B
Dukelská 4012, 760 01 Zlín
e-mail: info@proteching.cz, tel.: 577 524 652

www.proteching.cz

**Dodáváme komponenty pro individuálně
zhotovované ortopedické vložky se stabilizačním
segmentem společně s výrobním Know-how
na program Superfeet Custom - fit™**



- Přijedeme na vaše pracoviště s prezentací programu
- Předvedeme postup zhotovení vložek SPF Custom - fit™
- Know-how a testovací vložky poskytneme zdarma
- Pro aplikace vložek nevyžadujeme investice
- Garantujeme výhodnou cenu, vynikající výkon a komfort ortopedických vložek – máme zkušenosti
- Oblast použití: do každé obuvi, na každý den pro běžnou populaci / do sportovní obuvi na každý sport pro rekreační, výkonnostní a vrcholové sportovce – k dispozici testy
- Program je vhodný pro: protetická pracoviště, ortopedické ordinace, praktické a sportovní lékaře, rehabilitační zařízení a kliniky, střediska sportovní medicíny, centra péče o nohy / také pro vědu a výzkum, školy
- Staňte se našimi odběrateli a nabídněte vašim zákazníkům to nejlepší od Superfeet: program SPF Custom - fit™
- Kontaktujte nás e-mailem nebo volejte na mob. **603 822 482**

POHYBOVÉ ÚSTROJÍ

ročník 17, 2010, číslo 1+2

datum vydání 17. 3. 2010

REDAKČNÍ RADA

VEDOUcí REDAKTOR:	Doc. MUDr. Ivo Mařík, CSc.
ZÁSTUPCE VEDOUcíHO REDAKTORA:	Prof. Ing. Miroslav Petrář, DrSc.
VĚDECKÝ SEKRETÁŘ:	MUDr. Miloslav Kuklík, CSc.
ODPOVĚDNÝ REDAKTOR:	Ing. Pavel Lorenc
Prof. MUDr. Jaroslav Blahoš, DrSc.	Doc. MUDr. Petr Korbelař, CSc.
Doc. RNDr. Pavel Bláha, CSc.	Doc. MUDr. Vladimír Kříž
Prof. Ing. Jan Čulík, DrSc.	Prof. Ing. František Maršík, DrSc.
Doc. MUDr. Ivan Hadraba, CSc.	Doc. RNDr. Ivan Mazura, CSc.
MUDr. Pavel Novosad	Ing. Hana Hulejová
Prof. MUDr. Ctibor Povýšil, DrSc.	Prof. MUDr. Josef Hyánek, DrSc.
Doc. MUDr. Václav Smrčka, CSc.	Prof. MUDr. Jaromír Kolář, DrSc.
Prof. PhDr. Jiří Straus, DrSc.	MUDr. Jan Všeticka
RNDr. Daniela Zemková, CSc.	

EDITORIAL BOARD

Prof. Dr. Ing. Romuald Bedzinski, Politechnika Wroclawska, Poland	Doc. Dr. Med. Kazimierz S. Kozlowski, M.R.A.C.R., Westmead NSW 2145, Sydney
Dr. Michael Bellemore, F.R.A.C.S., Westmead NSW 2145, Sydney	Prof. František Makai, MD, DSc., Bratislava, Slovakia
Ass. Prof. Jacques Cheneau, MD, Saint Orens, France	Prof. Dr. Med. Zoran Vukasinovic, Belgrade, Yugoslavia
Prof. Tomasz Karski, MD, PhD, Lublin, Poland	

Pohybové ústrojí. Pokroky ve výzkumu, diagnostice a terapii.

ISSN 1212-4575

Vydává Společnost pro pojivové tkáně ČLS J.E.Purkyně,

Ambulantní centrum pro vady pohybového aparátu,

Katedra antropologie a genetiky člověka, PřF UK v Praze

& Odborná společnost ortopedicko – protetická ČLS J. E. Purkyně

Excerptováno v Excerpta Medica. Tiskne PeMa, Černokostelecká 1168/90, Praha 10

Návrh a grafická úprava obálky Rudolf Štorkán

Časopis vychází 4krát ročně, nebo jako dočíslo 2× ročně. Každá práce je recenzována.

Objednávky přijímá Ambulantní centrum pro vady pohybového aparátu,

Olšanská 7, 130 00 Praha 3, tel./fax: (+420) 222 582 214,

<http://www.pojivo.cz>.

Rukopisy zasílejte na adresu Doc. MUDr. Ivo Mařík, CSc., Olšanská 7, 130 00 Praha 3,

(ambul_centrum@volny.cz) ve formátu doc, rtf. Vydavatel

upozorňuje, že za obsah inzerce odpovídá výhradně inzerent. Časopis jakožto
nevýdělečný neposkytuje honoráře za otištěné příspěvky

LOCOMOTOR SYSTEM

Advances in Research, Diagnostics and Therapy

Published by The Society for Connective Tissues, Czech Medical Association of J. E. Purkyně, Prague, Ambulant Centre for Defects of Locomotor Apparatus Prague, Dept. of Anthropology and Human Genetics, Faculty of Science Charles University in Prague & Society for Prosthetics and Orthotics, Czech Medical Association of J. E. Purkyně, 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 Petrtýl
Scientific Secretary:	Miloslav Kuklík
Responsible Editor:	Pavel Lorenc

Editorial board

Romuald Bedzinski	Petr Korbelař
Michael Bellemore	Kazimierz Kozłowski
Jaroslav Blahoš	Vladimír Kříž
Pavel Bláha	Pavel Novosad
Jacques Cheneau	František Makai
Jan Čulík	František Mařík
Ivan Hadraba	Ivan Mazura
Ctibor Povýšil	Hana Hulejová
Václav Smrčka	Josef Hyánek
Jiří Straus	Tomasz Karski
Zoran Vukasinovic	Jaromír Kolář
Jan Všeticka	Daniela Zemková

Submitted papers: Locomotor System will review for publication manuscripts concerned with progress in research of connective tissue 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. You can find the volumes of Locomotor System journal at www.pojivo.cz since 1998.

Papers published in the journal are excerpted in EMBASE / Excerpta Medica. 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).

Společnost pro pojivové tkáně ČLS J.E. Purkyně
&
Odborná společnost ortopedicko-protetická ČLS J.E. Purkyně
&
Ambulantní centrum pro vady pohybového aparátu

ve spolupráci s NZZ Ortopedica s.r.o.

Vás srdečně zvou na symposium

15. KUBÁTŮV DEN

DIAGNOSTIKA, LÉČENÍ, BIOMECHANIKA A PATOBIOMECHANIKA POHYBOVÉHO ÚSTROJÍ

které se koná v sobotu 20. dubna 2010 od 9.00 do 17.00 hodin
v lékařském domě v Praze, Sokolská 31, 120 36 Praha 2



Symposium se koná v rámci Dekády kostí a kloubů 2000–2010 a patří mezi
vzdělávací akce zařazené do systému celoživotního vzdělávání lékařů.

Mediálním partnerem je VOX PEDIATRIAE

Vzdělávací akce je pořádána dle Stavovského předpisu č. 16 ČLK



PROGRAM

ZAHÁJENÍ 9.00 HODIN

předsedající: HYÁNEK J., KOLÁŘ J.

MAŘÍK I., HYÁNEK J.

Úvodní slovo (15 min.)

KAZDA A., BROULÍK P.

Nové trendy v nutričním přístupu k osteoporóze (40 min.)

FOJTÍK P., NOVOSAD P.

Vitamin K2, vitamin D a kalcium v léčbě osteoporózy (20 min)

NOVOSAD P., FOJTÍK P.

Model komplexní péče o pacienta s metabolickým onemocněním skeletu.

Jeho modernizace a progresse na pracovištích Mediekos Labor s.r.o., Zlín (30 min.)

PŘESTÁVKA 20 MIN.

11.20–12.30 HODIN

předsedající: HYÁNEK J., KOLÁŘ J.

ČAMBOROVÁ P., NOVOSAD P.

Diagnostické možnosti v dětské osteologii. (10 min.)

HUDCOVÁ B., ZEMKOVÁ D., DUCHAJOVÁ L., NOVOSAD P.

Antropometrie jako součást komplexního vyšetření při osteoporóze:

Průběžné výsledky (10 min.)

VÁŘEKA I., JANURA M., VÁŘEKOVA R.

Sofistikovaná biomechanická diagnostika lidského pohybu (20 min.)

VÁŘEKA I., VÁŘEKOVA R.

Klinické určení polohy osy subtalárního kloubu (20 min.)

BORSKÝ M.

Vliv konstrukce ortotické vložky na správnou biomechaniku nohy (10 min.)

POLEDNÍ PŘESTÁVKA 12.30–13.30 HOD.

13.30–15.30 HODIN

předsedající: KUKLÍK M., PALLOVÁ I., MAŘÍK I.

KUKLÍK M., BOŠKOVÁ R., ZEMKOVÁ D., ŤOUPALÍKOVÁ I., MAŘÍK I., SCHÜTZ P., MORAVCOVÁ J.
Turnerův syndrom: nové klinické a teoretické poznatky (20 min.)

HLAVÁČEK P.
Problematika objektivního hodnocení škodlivosti dětské obuvi (20 min.)

PAVLAČKOVÁ J., HLAVÁČEK P., KEGLEROVÁ R.
Vliv skoliózy na rozložení plantárních tlaků nohy u dětí školního věku (15 min.)

LOPOTOVÁ M., DOLANSKÁ T., LOPOT F., OTÁHAL S.
Objektivizace účinků dechových cvičení na pohybovou funkci páteře (15 min.)

PALLOVÁ I.
Možnosti kinezioterapie u idiopatické skoliózy (20 min.)

BULANT J., ZEMKOVÁ D., MAŘÍK I.
Hodnocení metakarpálního kortikálního indexu u dětí (15 min.)

PETRAŠOVÁ Š., ZEMKOVÁ D., MYSLIVEC R., MAŘÍK I.
Řešení periartikulárních deformit v oblasti kolenního kloubu epifyzeodézou (15 min.)

PŘESTÁVKA 20 MIN.

16.00–17.30 HODIN

předsedající: PETRTÝL M., STRAUS J.

KLIKA V., MARŠÍK F., MAŘÍK I.
Simulation of the Influence of Dynamic Loading on Treatment of Diseases Related
to Abnormal Bone Remodelling (20 min.)

PETRTÝL M., KRULIŠ Z., BASTL Z., ŠENOIT L., HORÁK Z., HULEJOVÁ H., POVÝŠIL C., ČERNÝ P., LIŠKOVÁ M., DANEŠOVÁ J., LÍŠAL J. Biomechanické, biochemické a biologické podmínky vzniku nové artikulární chrupavky (20 min.)	
ČULÍK J. Simulace pádu člověka (20 min.)	
STRAUS J. Příspěvek k biomechanickému hodnocení třesení dítěte – Shaken baby syndrome (20 min.)	

Upozornění: Čas určený pro jednotlivá sdělení uvedený v závorce zahrnuje i diskusi!

Symposium se koná v sobotu 20. března 2010 v Lékařském domě v Praze 2, Sokolská 31 od 9.00 do 17.30 hod., registrace od 8.30 hod

**Kontaktní adresa organizátora: Doc. MUDr. Ivo Mařík, CSc.
Ambulantní centrum pro vady pohybového aparátu s.r.o., Olšanská 7,
130 00 Praha 3, tel./fax: 222 582 214, e-mail: ambul_centrum@volny.cz**

Registrační poplatek 300,- Kč bude uhrazen při registraci. Každý účastník obdrží program a abstrakta přednášek uveřejněná v Supplementu časopisu „Pohybové ústrojí 1-2/2010“.

ABSTRAKT

NOVÉ TRENDY V NUTRIČNÍM PŘÍSTUPU K OSTEOPORÓZE

Kazda A.¹⁾, Broulík P.²⁾

¹⁾ ÚKBLD I.LF UK a VFN Praha

²⁾ III. interní klinika I.LF UK a VFN Praha

Cíl

Sdělení podávající přehled o vlivu současné, t.zv. „západní diety“ na zdraví kostí. Týká se problematiky kvality konzumovaných nenasycených mastných kyselin a acidifikujícího vlivu diety.

Problematika vztahu současné výživy a zdraví kostí

Téměř celou dobu vývoje a existence „homo sapiens“ (cca 200 000 let), se naši předkové živilo ulovenými divoce žijícími zvířaty a sběrem nekultivovaných plodů a rostlin. Podstatná změna nastala s rozšířením pěstování obilí před asi 7 000 léty a později s těžbou soli. Posledních 150 let přineslo další výrazné změny ve složení a typu tuků i v obsahu složek výživy, ovlivňujících acidobazickou rovnováhu. Všechny tyto změny mají negativní vliv na zdraví kostí.

Vliv vícenenasycených mastných kyselin

Významný vliv má poměr omega-6 mastných kyselin (n-6 MK) ke kyselinám omega-3 (n-3 MK) v dietě. Tento poměr byl ještě před 200 léty 2:1, nyní je 10–16:1. Konečné metabolické produkty řady n-6 (prostaglandiny i tromboxany řady 2 a leukotriény řady 4) působí na kost negativ-

ně aktivací osteoklastů. Jejich dlouhodobý nadbytek snižuje BMD kyčelního kloubu a zvyšuje riziko fraktur. Konečné produkty n-3 MK (prostaglandiny a tromboxany řady 3, leukotriény řady 5) naopak resorpci kosti snižují, působí pozitivně na bilanci kalcia i jeho ukládání do kostí, podporují syntézu kolagenu a snižují riziko fraktur. Je podán přehled obsahu n-6 a n-3 MK v potravinách a diskutována optimální dávka i vhodný poměr n-6:n-3 MK pro prevenci i léčbu osteoporózy.

Vliv acidifikace dietou

Rekonstrukce diety z doby paleolitu svědčí pro to, že lidé jedli více bílkovin než dnes (až kolem 280 g/den!), z toho asi 75 % živočišných. Díky konzumaci přirozené rostlinné stravy a plodů, přijímali ale daleko více solí kalia s organickými kyselinami, po jejichž zmetabolizování se vytvářel kalium-hydrogenuhličitan, KHCO_3 . Ten neutralizoval acidifikační vliv živočišných bílkovin. Jejich složkou jsou totiž síru obsahující aminokyseliny, z nichž v metabolismu vzniká kyselina sírová, ihned neutralizovaná KHCO_3 . Náhrada jeho přirozených alkalizujících zdrojů v potravě obilninami, které jsou na soli kalia chudé, vede k tomu, že zátěž kyselinami musí pufrovat kost, která je rezervoárem bazí ve formě alkalických solí kalcia (uhličitanů a fosfátů). Kostní hmota se ztrácí. Další, na kost nepříznivě působící acidifikační složku diety představuje vysoký obsah NaCl.

Závěr

Situaci s nevhodným poměrem n-6:n-3 MK může zlepšit dieta s vyšším podílem potravin bohatých na n-3 MK a chudých na n-6 MK. Zdrojem může být i přirozený

rybí tuk, obsahuje 38 % n-3 MK. Snížení acidifikujícího vlivu bílkovin neřeší jejich omezení v dietě, ale zvýšení příjmu potravin s potenciálně alkalizujícím vlivem, tj. ovoce a zeleniny. Krátkodobé intervenční studie prokazují, že suplementace alkalizujících solí katabolismus kostí tlumí. Jen některé, ne všechny, dlouhodobé intervenční studie mají podobný efekt. Na mechanismu příznivého vlivu ovoce a zeleniny se mohou podílet i další složky, jako v nich obsažené vitaminy C a K, beta karoten, polyfenoly a další ještě neidentifikované složky.

ABSTRAKT

VITAMIN D, K A KALCIUM V LÉČBĚ OSTEOPORÓZY

Fojtik P., Novosad P.
Mediekoslabor a.s., Zlín

Výživa má významný vliv na zdraví kosti po celý život. V mládí a dospívání je zásadní při jejich růstu a dosažení maximální kostní hmoty. Během života má vliv na udržení kostní hmoty. Při léčbě osteoporózy má výživa základním význam pro dostatečný příjem Ca, vitamínu D, vitamínu K. Nově je znám pozitivní vliv vitamínu K2 na osteokalcin kostní matrix.

Vitamin D

Vitamin D má zásadní význam pro vstřebávání Ca v tenké kličce střeva aktivním transportem. Adekvátní absorpce vápníku zabraňuje rozvoji sekundárního hyperparathyreoidismu a snižuje kostní resorpci. Pro dosažení optimální hladiny vitamínu D je podstatná expozice slunečním osvitem, protože vitamin D se vytváří hlavně kůží (80–

90 %). Proto se doporučuje v našem zeměpisném pásmu pobyt na slunci po dobu dvou osvitových jednotek (30 min) týdně. V období podzimu, zimy a jara je v našem zeměpisném pásmu prokázána nízká hladina vitamínu D u většiny lidí. U populace staršího věku je pobyt na slunci z různých důvodů omezen (domovy důchodců, zhoršená mobilita až imobilita, léčebny dlouhodobě nemocných...), proto i přirozená tvorba vitamínu D je výrazně omezena. Z těchto důvodů se doporučuje suplementace v době v zimních měsících (400–800 IU/d), což je rovno 3 kapkám Vigantolu denně, nebo 15 kapkám jednou týdně. Suplementace vitamínu D snižuje riziko pádů i zlomenin a zlepšuje funkci dolních končetin u starší populace. V popředí výzkumu jsou nyní i extraskeletální účinky vitamínu D jako jsou prokázána redukce incidence nádorů, snížení prevalence i závažnosti autoimunitních onemocnění (roztroušená sklerosa, artritidy, juvenilní diabetes mellitus), neuroprotektivní efekt snižuje riziko neurodegenerativních onemocnění, snižuje krevní tlak. Základním zdrojem vitamínu D z potravy, které tvoří asi 20 % dostupného vitamínu D, jsou hlavně tučné ryby a mořské produkty. V současné době je to i fortifikace stravy (mléko, máslo...)

Vápník (Ca)

Vápník je základní stavební jednotkou kosti a jeho denní příjem by měl být kolem 1 000–1 500 mg/d dle věku. Účinnost absorpce Ca je u dětí 75 %, v dospělosti 30–50 %, dále klesá s věkem. V běžné potravě bez konzumace mléka a mléčných výrobků je asi 500 mg Ca/d. Příjem mléčných produktů v dospělosti je výrazně individuální a hlavně opomíjený. S věkem narůstá laktózová intolerance, která se

podílí na nízkém příjmu Ca. Vstřebávání Ca je závislé na třech faktorech.

1. Potřebě organismu, která je kontrolována parathormonem přes hladinu Ca v plazmě. Pak dostatečným příjmem vitamínu D, který aktivuje vstřebávání Ca tenkou kličkou.
2. Velikosti dávky, jak v živočišné, rostlinné potravě, tak ve formě suplementace.
3. Kofaktorech které snižují, nebo zvyšují vstřebávání kalcia.

Dostupnost z potravin je velice různá. Z mléčných produktů je dostupnost vápníku asi 32 %. Z jednoho hrnku mléka, jednoho jogurtu nebo 40 g sýru se nám do organismu vstřebá asi 96 mg Ca. Dostupnost Ca z některých rostlin je výrazně vyšší – z kapusty a čínské zeli je to až 56 %. Naopak z květáku a špenátu jen 6–7 %. Proto pro vstřebání dostatečné dávky Ca je třeba několikanásobný objem zeleniny oproti běžné porci mléka. Zelenina je ale důležitou součástí stravy pro bohatý příjem vitamínu K. Vstřebávání Ca tenkou kličkou snižují: inhibitory protonové pumpy, které dělají achlorhydrii žaludku a tím brání přeměně na vstřebatelné formy Ca. Dále jsou to bisfosfonáty a fluoridy, které se nemají dávat současně s Ca pro tvorbu nevstřebatelných komplexů ve střevě. Vstřebávání Ca tenkou kličkou naopak zvyšuje laktóza v mléce. Stavby po resekcích žaludku a tenkého střeva, zánětlivé onemocnění střeva jako Crohnova choroba a ulcerózní kolitida snižují dostupnost Ca. Stejně jako velký příjem alkoholu a více jak 3 šálky kávy denně, potraviny s kyselinou šťavelovou, fosfáty a kyselinou fytinovou (špenát, rebarbora, produkty z otrub), které také snižují vstřebávání Ca. Vstřebávání Ca zlepšuje dostatek HCl v žaludku, dostateč-

ná hladina vitamínu D, laktóza v potravě a správný poměr Ca/P ve stravě.

Vitamin K1

Vitamin K1 má pozitivní vliv na tvorbu osteokalcinu, má úlohu při indukci osteoblastů, inhibici tvorby osteoklastů. Jeho deficit vede k poklesu BMD a zvýšení rizika fraktur. Vitamin K1 (fylochinon) obsahuje hlavně listová zelenina, olivový olej, sýry, játra, sojové boby, obilné klíčky, brokolice, květák, zelený čaj...

Vitamin K2

Vitamin K2 řadíme do větší skupiny vitamínu K. Již léta jsou známy účinky vitamínu K1 (fylochinon) jako zásadního vitamínu nutného pro správnou funkci krevní koagulace. Vitamin K1 se vyskytuje hlavně v potravinách rostlinného původu. Naopak vitamin K2 (menachinon, MK-n) je tvořen různými druhy bakterií a aktinomycetami v lidském těle – tenkém a tlustém střevě. Nejdostupnějším zdrojem vitamínu K2 (MK-7) jsou ale sojové boby Natto, tradiční potravina v Japonsku. Jsou fermentované bakterií *Bacillus subtilis*. V játrech je vitamin K2 uložen v 90 % ve formě menachinonů a to ve formě MK7-12. Základním efektem vitamínu K je karboxylace vázané glutamové skupiny na karboxyglutamovou, díky níž mohou příslušné proteiny být aktivní a vázat vápenaté ionty a fosfolipidy. Proteiny, které jsou aktivovány vitaminem K jsou osteokalcin, matrix-Gla-protein, koagulační faktory a mnoho dalších. Rozdíl mezi vitaminem K1 a K2 je hlavně v délce postranního řetězce, který určuje jeho biodostupnost a počas aktivity, dále dostupnost do extrahepatálních tkání a tam aktivaci dalších proteinů.

Biodostupnost K2 (MK-7) je 6–8x vyšší než u K1 a poločas účinku je až 3 dny, oproti 4 hodinám u vitaminu K1. Zjištěná a vyzkoušená terapeutická dávka vitaminu K2 (MK-7) je 45 µg/d, která se jeví jako plně bezpečná a dostatečná k zajištění plného efektu. Cílovými tkáněmi vitaminu K2 jsou kosti, cévy a játra. Vitamin K2 má stejný účinek na koagulaci krve jako vitamin K1. Aktivuje faktory II, VII, IX a X, dále protein S a C. Vliv na kost je přes osteokalcin, který se nachází v kostech a dentinu, je secernován osteoblasty a hraje zásadní roli v mineralizaci kosti. Aktivovaný osteokalcin (karboxylovaný) aktivně vychytává Ca z cirkulace a ukládá jej do kostní matrix. Dle již provedených velkých studií u pacientů s osteoporosou, po suplementaci vitaminu K2 s Ca a vitaminem D, dochází jednoznačně k nárůstu kostní hmoty, snížení rizika fraktur a u dětí a dospívajících k dosažení vyššího kostního maxima v dospělosti.

ABSTRAKT

MODEL KOMPLEXNÍ PÉČE O PACIENTA S METABOLICKÝM ONEMOCNĚNÍM SKELETU. JEHO MODERNIZACE A PROGRES NA PRACOVÍŠTÍCH MEDIEKOS LABOR S.R.O. ZLÍN

Novosad P.¹⁾, Fojtík P.²⁾

¹⁾ Mediekos Labor s.r.o., Zlín

²⁾ Vítkovická nemocnice, Ostrava)

Ve společnosti Mediekos labor se snažíme prosadit obor osteologie na úroveň jiných plnohodnotných medicínských oborů. Je to velmi důležité pro celkový obraz oboru.

Co vlastně prosazujeme? Prosazujeme vytvoření **klinického mikrosystému**, který by měl být smysluplný, měl by odpovídat vědeckému poznání ve světě a měl by jít reálně prosadit v českých podmínkách. Námitka, že koncepce oboru, byť neoficiálně existuje, je pravdivá jen částečně. Neodpovídá již současným požadavkům. Obsahuje sice starost o kostní tkáň, ale pacient trpící touto nemocí potřebuje více.

Koncepční záměr si můžeme rozdělit na dvě části:

- 1. část kvantitativní** – tj. aby léčba byla ekonomická. Tuto etapu jsme dokončili před třemi roky a vstupuje do fáze personálního a ekonomického precizování.
- 2. část kvalitativní** – na kterou se zaměřujeme v přednášce. Specializovaná péče se soustřeďuje ve Zlínském pracovišti a bude přenášena do jednotlivých částí systému Mediekos Labor.

Z kvalitativního hlediska si musíme uvědomit, že se nejedná jenom o diagnostiku a léčbu. Zvláště léčba se zatím nasazuje a ukončuje náhodně. Velmi problematická se ukazuje jak diagnostika tak léčba sekundární osteoporózy. Pro zkvalitnění péče je základním předpokladem exaktní diagnostika, exaktně zavedená léčba a její monitorování. Součástí komplexní péče je odborně prováděná a vyhodnocovaná rehabilitace, péče o psychiku pacienta a tím i podpora jeho compliance s cílem navrácení do normálního života. Zde je třeba zajistit všechna práva pacienta, které vyplývají ze zákonů naší země i zákonů evropských. Teprve pak se pacienti budou vracet do ambulancí a jejich spolupráce s lékařem a vzájemná důvěra se příznivě projeví ve výsledcích léčení.

Jak toho u nás dosahujeme? Z diagnostických hledisek jsme nově zavedli jako

rutinní vyšetření základní paletu genetického vyšetření a antropologické vyšetření.

Tím můžeme velmi zpřesnit práci v dětské ambulanci. Pro speciální diagnostiku sekundární osteoporózy zajišťujeme biopsie kostní tkáně. Tvoříme algoritmy diagnostiky a léčby u sekundárních osteoporóz. Velkou péči věnujeme nutriční a zavádíme alespoň v základech nutriční genomiku. V rehabilitaci je potřeba zavést do kauzálních vztahů prozatímní experimentální práci s biomechanikou: rehabilitace + antropologie + biomechanické vyhodnocení. V oblasti psychických poruch našich pacientů se nám osvědčila metoda arteterapie. Pro zajištění právních nároků pacienta jsme založili vlastní patientskou organizaci.

V přednášce je rozebrána funkčnost celého systému, jeho ekonomická a personální náročnost.

Na závěr je provedena komparace tohoto systému s moderními trendy vývoje americké medicíny. Tvorba **klinických mikrosystémů** ambulantní a nemocniční péče je jeden z jejich základních kamenů. Tvrdíme, že tento systém neobsahuje zásadní chyby a je schopný i v naší zemi poskytnout pacientovi maximum medicínské péče v reálných ekonomických podmínkách. Základní otázky, které v přednášce diskutujeme jsou pak v tom, zda-li náš zdravotnický systém v současné době je ochoten a schopen naše snahy přijmout.

ABSTRAKT

DIAGNOSTICKÉ MOŽNOSTI V DĚTSKÉ OSTEOLOGII

Čamborová P., Novosad P.
Mediekos Labor, s.r.o. Zlín

Abstrakt

Vyšetření dítěte s předpokládanou poruchou kostního metabolismu je mnohem náročnější než u dospělých. Podíl na složitosti má růst a endokrinní změny v období puberty. Přesto existuje spektrum diagnostických možností, pomocí kterých lze jednak neinvazivně zhodnotit vlastnosti kostní tkáně a také laboratorní ukazatele, nezbytné pro upřesnění diagnózy. Nedílnou součástí však nadále zůstává základní klinické vyšetření pacienta a pečlivá anamnéza.

Metody pro zjištění denzity kostního minerálu (BMD) jsou založené na různých fyzikálních principech. Celosvětově preferovanou metodou je dvouenergiová absorpciometrie pomocí rentgenového záření (DXA) pro svou nízkou ionizační zátěž ve srovnání s QCT (1). Na našem pracovišti dokážeme pomocí přístroje Lunar iDXA zjistit u dětského pacienta nejen hodnotu BMD (bone mineral density) v oblasti L-páteře a proximálního femuru, ale díky celotělovému skenu i složení měkkých tkání a podíl tuku. Díky tomu lze například u pacientů se spinální svalovou atrofií sledovat v čase i změny objemu kosterní svaloviny.

Ne všechny laboratorní markery kostního obratu rutinně zjišťované u dospělých jsou aplikovatelné na dětského pacienta. Sérová koncentrace osteokalcinu, CTx, ALP a dalších se mění s věkem, stupněm pubertálního vývoje, roční dobou, růstovou rychlostí (2). Navíc kostní markery samostatně nemají u dětí výpovědní hodnotu při diagnostice osteopenie/osteoporózy. Ve spojení s dalšími metodami (DXA a j.) však můžou být užitečné v klinickém pozorování kostního obratu u zdravých i nemocných dětí, či sledování efektu léčby poruch kostního metabolismu.

Cílem našeho sdělení je přinést komplexní pohled na diagnostické možnosti u dětského pacienta se sníženou kostní denzitou vzhledem k biologickému věku způsobenou sekundárně jiným primárním onemocněním.

Klíčová slova: denzitometrie, DXA, dětská osteologie, BMD

Literatura

1. BARONCELLI GI, BERTELLONI S, SODINI F, SAGGESE G. Osteoporosis in Children and Adolescents. *Pediatr Drugs* 2005;7(5):295-323
2. SZULC P, SEEMAN E, DELMAS PD. Biochemical measurements of bone turnover in children and adolescents. *Osteoporosis Int* 2000;11:281-94

ABSTRAKT – PERSPEKTIVNÍ PŮVODNÍ PRÁCE

ANTROPOMETRIE JAKO SOUČÁST KOMPLEXNÍHO VYŠETŘENÍ PŘI OSTEOPORÓZE: PRŮBĚŽNÉ VÝSLEDKY

Hudcová B.^{1, 2)}, Zemková D.³⁾, Duchajová L.^{1, 2)},
Novosad P.²⁾

- ¹⁾ Katedra Antropologie a genetiky člověka, UK, Praha
- ²⁾ Mediekos Labor, s.r.o., Zlín
- ³⁾ Pediatrická klinika, FN Motol, Praha

Osteoporóza je progresivní systémové onemocnění skeletu, charakterizované úbytkem kostní hmoty a poruchami mikroarchitektury kostní tkáně s následným zvýšeným rizikem zlomenin. Významně se podílí na zhoršení kvality života a nemocnosti ve stáří. Cílem studie je popsat změny

tělesného habitu včetně tělesného složení u lidí s osteoporózou, v kontextu se změnami, které souvisí se stárnutím obecně.

Metoda

Byly zkoumány antropometrické charakteristiky u 369 postmenopauzálních žen (ve věku 50–83 let), které se léčí s osteoporózou v osteologickém centru Mediekos Labor ve Zlíně. Osteoporóza/osteopenie byla stanovena na základě DXA metody. Za účelem vyvarování se vlivu sekulárního trendu směrem ke zvyšující se tělesné výšce, byly pacientky porovnávány s ženami stejného ročníku narození měřeními v r. 1985 ve věku 30–55 let (Bláha et al., 1986)

Výsledky

U patientek s osteoporózou/osteopenií jsme zaznamenali snižování tělesné výšky, snižování výšky v sedě, změny tvaru hrudníku a centripetální rozložení tuku. Tyto změny korespondují se změnami se stárnutím popsanými gerontology. Významné rozdíly u výšky v sedě a v sagitálním rozměru hrudníku byly zjištěny ve všech věkových kategoriích. Stejně tak snižování tělesné výšky a horního tělesného segmentu bylo signifikantní ve všech věkových kategoriích ($160,4 \pm 5,8$ cm vs. $162,7 \pm 6,2$ cm; $p < 0,001$). Tělesná hmotnost a BMI se zvyšovaly ve věkové kategorii 60–70 let, poté bylo pozorováno mírné snížení. Obvod břicha se zvyšoval již v kategorii 50–60 let, snížený střední obvod stehna se povrdil pouze ve věkové kategorii 50–60 let. Ve srovnání s hodnocením, které bylo prováděno před rokem, se zmiňované rozdíly jeví výraznější. Ženy s osteoporózou mají ve srovnání s ženami s osteopenií nižší výšku v sedě, vyšší thorakální index a nižší tělesnou hmotnost a BMI.

Shrnutí

Osteoporóza se spolupodílí na změnách souvisejících s věkem. Pravděpodobně tyto změny akcentuje a urychluje. Snížování tělesné výšky, změny tvaru hrudníku a snížený poměr výšky v sedě a délky dolních končetin by měl být indikací k DXA vyšetření. Do budoucna je v plánu rozšířit vzorek populace o probandy s normální kostní denzitou, abychom mohli snáze odlišit změny související se stárnutím od změn, které doprovází osteoporózu. Dále bychom chtěli více zaměřit pozornost na frekvenci zlomenin u pacientek.

Klíčová slova: antropometrie, DXA, osteoporóza, stárnutí

Literatura

1. BLÁHA, P.: Antropometrie československé populace od 6 do 55 let: Československá spartakiáda 1985. Praha 1986
2. BROCZEK, K.M., PAWLINSKA-CHMARA, R., KUPISZ-URBANSKA, M., MOSSAKOWSKA, M.: Anthropometric chest structure of Polish centenarians. *J.Phys.Pharm.* 56(4): 9–13, 2005
3. CADARETTE, S.M.; JAGLAL, S.B.; KREIGER, N., MCISAAC, W.J., DARLINGTON, G.A., TU, J.V.:

Development and validation of the Osteoporosis Risk Assessment Instrument to facilitate selection of women for bone densitometry. *CMAJ* 162(9): 1289–1294, 2000

4. DE GABRIELE, P.: Risk factor identification and prevention of osteoporosis in the primary care setting. *Malta Medical Journal*, 18(1): 40–45, 2006

5. HÁLA, T., KUTÍLEK, Š., FÉRTEK, D.: Osteoporóza – stále aktuální problém. *Remedia* 16(4): 323, 2006

6. SHATENSTEIN, B., KERGOAT, M.J., NADON, S.: Anthropometric changes over 5 years in elderly Canadians by age, gender, and cognitive status. *Journal of Gerontology* 56(8): 483–488, 2001

7. STEINER, L.M., FERNANDES, C.E., STRUFALDI, R., DE AZEVEDO, H.L., STEPHAN, C., POMPEL, L.M., PEIXOTO, S.: Accuracy study on „Osteorisk”: a new osteoporosis screening clinical tool for women over 50 years old. *Sao Paulo Med J.* 126(1): 23–28, 2008

8. YOSHIMURA, N., KINOSHITA, H., TAKIJIRI, T., OKA, H., MURAKI S., MABUCHI, A., KAWAGUCHI, H., NAKAMURA, K., NAKAMURA, T.: Association between height loss and bone loss, cumulative incidence of vertebral fractures and future quality of life: the Miyama study. *Osteoporos. Int.* 19:21–28, 2008

Věková kategorie	50–59,9	60–69,9	70–79,9
Tělesná výška [cm]	* 161,6 ± 5,97	*** 160,4 ± 5,77	** 157,3 ± 5,79
BMI	* 24,9 ± 4,34	*** 27,2 ± 4,90	27,3 ± 4,05
Výška v sedě [cm]	** 83,9 ± 3,37	*** 83,1 ± 2,93	*** 81,0 ± 3,38
Horní segment [cm]	*** 75,0 ± 9,92	*** 76,3 ± 6,31	*** 76,3 ± 3,65
Sagitální hrudník [cm]	*** 19,8 ± 2,22	*** 20,4 ± 2,11	*** 21,1 ± 2,02
Obvod břicha [cm]	*** 91,1 ± 10,56	*** 94,9 ± 11,07	*** 95,9 ± 9,68
Obvod stehna [cm]	* 51,7 ± 5,24	*** 53,2 ± 5,64	*** 52,3 ± 4,90

Tab. 1: Průměrné hodnoty v jednotlivých věkových kategoriích u vybraných rozměrů.

ABSTRAKT

SOFISTIKOVANÁ BIOMECHANICKÁ DIAGNOSTIKA LIDSKÉHO POHYBU

Vařeka I.¹⁾, Janura M.¹⁾, Vařeková R.²⁾

- ¹⁾ Katedra biomechaniky a technické kybernetiky,
FTK UP v Olomouci
- ²⁾ Katedra funkční antropologie a fyziologie,
FTK UP v Olomouci

V posledních letech získala řada tuzemských pracovišť moderní přístrojové vybavení pro biomechanickou diagnostiku lidského pohybu. Plnohodnotné využití těchto systémů vyžaduje dobrou znalost jejich obsluhy, metodiky získání a zpracování dat a principů racionální interpretace výsledků. Důležitá je také znalost dřívějších výzkumů, ve kterých byly tyto přístroje využity na jiných pracovištích. Cílem projektu Sofistikovaná biomechanická diagnostika lidského pohybu (CZ.1.07/2.3.00/09.0209) je prohloubení teoretických znalostí a praktických dovedností při využití vybraných metod u pracovníků vysokých škol i dalších vědecko-výzkumných institucí. Není zaměřen pouze na biomechaniku, ale na všechny odborníky, kteří v rámci svého výzkumu využívají přístroje pro biomechanickou diagnostiku, a kterým pochopení principů jejich funkce umožní lépe formulovat požadavky na průběh měření a především správně interpretovat získaná data. V rámci teoretické i praktické části je pozornost věnována třem hlavním metodám. Patří

k nim 3D kinematická analýza, izokinetická dynamometrie a dynamická plantografie. Zmíněny ale budou i jiné metody, např. silové plošiny. Projekt zahajují přednášky k dané problematice na vybraných pracovištích v České republice. V další etapě následují semináře a workshopy na katedře biomechaniky Fakulty tělesné kultury Univerzity Palackého v Olomouci. Zde také budou mít zájemci o získání hlubších znalostí a praktických dovedností možnost absolvovat krátké stáže. Další informace lze nalézt na adrese <http://www.biomechanikapohybu.upol.cz>.

Tento projekt je spolufinancován Evropským sociálním fondem a státním rozpočtem České republiky.

ABSTRAKT

KLINICKÉ URČENÍ POLOHY OSY SUBTALÁRNÍHO KLOUBU

Vařeka I.¹⁾, Vařeková R.²⁾

- ¹⁾ Katedra biomechaniky a technické kybernetiky,
FTK UP v Olomouci
- ²⁾ Katedra funkční antropologie a fyziologie,
FTK UP v Olomouci

Kevin A. Kirby patří k těm žákům Mertona L. Roota, kteří na základě svých klinických zkušeností zpochybnili původní Rootovu koncepci stanovení neutrálního postavení subtalárního kloubu a na ni založenou typologii. Kirby vytvořil vlastní



model nazvaný *Rotational Equilibrium Theory* a vlastní techniku klinického stanovení polohy osy subtalárního kloubu. Částečně se přitom inspiroval původní technikou stanovení rozsahu pronace Johna Weeda (Vařeka, Vařeková, 2008). Pacient při vyšetření leží na zádech, anatomická osa nohy směřuje vertikálně a hlavičky metatarzů leží v transverzální rovině. Vyšetřující palcem jedné ruky kontroluje pohyby hlavičky V. metatarzu do pronace či supinace, zatímco se snaží tyto rotační pohyby vyvolat tlakem palce druhé ruky do plošky. Postupuje přitom od paty k předonoží a body neutrální rotace označuje křížkem. Linie proložená těmito body představuje průmět osy subtalárního kloubu do plošky. Optimálně osa probíhá laterálně od mediálního hrbolu patní koti a v prostoru mezi I. a II. metatarzem (Kirby, 2000, 2001). Tuto techniku lze s výhodou využít např. peroperačně při subtalární artrodéze a osteotomii kalkaneu u kolabujícího pes planovalgus nebo u pes cavovarus (Roukis, Kirby, 2005). Kirbyho práci se inspiroval Fuller, který s využitím nových možností přístrojového vyšetření vytvořil model označovaný jako *Centre of Pressure Theory* (Vařeka, Vařeková, 2008).

Literatura

1. KIRBY, K.A. (2000). Biomechanics of the normal and abnormal foot. *Journal of American Podiatric Medical Association*, 90I(1), 1–5.
2. KIRBY, K.A. (2001). Subtalar joint axis location and rotational equilibrium theory of foot function. *Journal of American Podiatric Medical Association*, 91(9), 465–487.
3. ROUKIS, T.A., & KIRBY, K.A. (2005). A simple intraoperative technique to accurately align the rearfoot complex. *Journal of American Podiatric Medical Association*, 95(5), 505–507.

4. VAŘEKA, I., VAŘEKOVÁ, R. (2008). Nové klinické typologie a modely funkce nohy. *Pohybové ústrojí*, 15(Supl.), 138–141.

PŘEHLEDNÝ ČLÁNEK

VLIV KONSTRUKCE ORTOTICKÉ VLOŽKY NA SPRÁVNOU BIOMECHANIKU NOHY

Borský M.

Proteching B, Zlín

Klíčová slova: Ortotická vložka, biomechanika nohy, podpurný stabilizační segment, neutrální poloha nohy

Úvod

Předkládaná informace se týká ortotické vložky vybavené tenkým stabilizačním segmentem v $\frac{3}{4}$ délce nohy, který je vyrobený z pevného a pružného materiálu. Tento stabilizační segment se pevně spojuje s tvárovou stélkou, která v procesu zhotovení vložky snímá plantární povrch chodidla a poskytne ji podpurné, stabilizační a tlumící vlastnosti. Stručně je popsána funkce a výhody ortotické vložky se stabilizačním segmentem pro korekci nadměrné pronace nebo supinace nohy a obsahem příspěvku je také odkaz na informace o technologickém postupu jejich zhotovování.

Ortotické vložky a biomechanika nohy

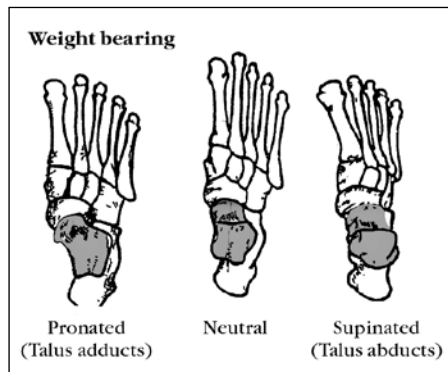
Ortotické vložky jsou zdravotnický prostředek určený k umístění v obuvi ke spolupůsobení na plantární povrch nohy jeho nositele. Jejich hlavním úkolem je zjednodušeně řečeno absorbovat náraz na nohu,

zlepšit postavení patní kosti při došlapu nohy a dále správným podepřením klenby nohy kontrolovat pohyby kloubů a kostí na noze.

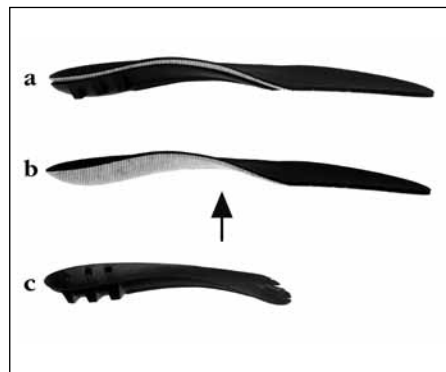
Ortotické vložky mohou být buď měkké a nebo pevné. Měkké vložky jsou zpravidla vyrobeny z jedné nebo více vrstev elasticky stlačitelných pěnových materiálů. Účinnost odpružení pěnového materiálu, který je stlačován nohou pod tíhou těla, je často vnímán jako hlavní přínos takového prostředku – ortotické vložky vyrobené na základě podobarometricky zjištěné distribuce tlaku váhy těla na nohu. Nejvýznamnější přínos ortotické vložky pochází však z jeho schopnosti kontrolovat a řídit pohyby kloubů na noze. Účinnost tohoto biomechanického působení je závislá na správném zamykání a odemykání struktury kloubů, které jsou na středním segmentu nohy, což zase závisí na správném pohybu nohy. Proto ortotická vložka musí být konstruována tak, aby poskytla náležitou kontrolu a směr těchto pohybů, nikoliv jen odlehčení tlaku na nohu. Takový požadavek efektivněji než měkké vložky mohou splnit vložky s pevným stabilizačním segmentem, které navíc

jsou tenčí než měkké ortopedické vložky, a proto se často více hodí pro použití ve společenské a sportovní obuvi. U této obuvi je zvýšený požadavek na těsné padnutí svršku na nohu a zbývá tak malý prostor, který by se přizpůsobil relativně velké tloušťce materiálu neodmyslitelné k měkké stlačitelné ortotické vložce. Častým výsledkem použití měkkých ortotických vložek ve společenské a sportovní obuvi je, že noha se stlačuje proti svršku, což způsobuje nepohodlí a vytvoření oděrek a puchýřů.

Správný biomechanický pohyb nohy stručně popisuje **obr. č. 1**, na kterém je tmavým odstínem vyznačena hlezenní kost. Pokud je Chopartův kloub odemknutý pak hlezenní kost je v addukci a plantární flexi (noha je v pronaci). V okamžiku, kdy se Chopartův kloub uzamkne (neutrální postavení) dochází k tomu, že noha je v ideální funkční poloze. Se zamknutým a stabilním Chopartovým kloubem noha může reagovat ve smyslu pronace a supinace mnohem efektivnějším způsobem. Když je Chopartův kloub v supinační poloze (noha je v supinaci), pak hlezenní kost je v abdukci a dorzální flexi.



Obr. 1 – pohyby kloubů při fázi kroku u zdravé nohy zatížené váhou těla (pohled na nohu shora)



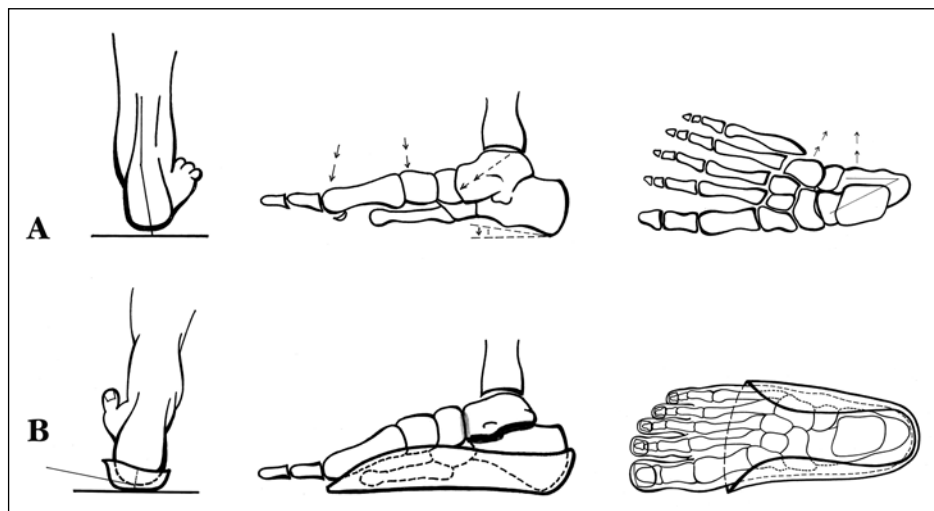
Obr. 2 – princip konstrukce ortotické vložky se stabilizačním segmentem **a** – ortotická vložka, **b** – tvarový (nepopsaný) dílec, **c** – stabilizační segment

Konstrukce a funkce ortotické vložky se stabilizačním segmentem

Konstrukce ortotické vložky se stabilizačním segmentem je zřejmá z **obrázku č. 2** (boční mediální pohled na levou vložku). Vložka je složena ze dvou základních komponent. První komponentou je podpůrný stabilizační segment, který je vyroben z vysokotlakého polyetylénu a poskytuje funkční vlastnosti výsledné vložce. Druhou komponentou je tvarový dílec vyrobený z předem expandované pěny o vysoké hustotě. Pěna je obvykle opatřena tenkou vrstvou textilu s antibakteriálním účinkem. Tvarový dílec dodává ortotické vložce komfort a hygienické vlastnosti a v procesu zhotovení vložky zastává funkci sejmutí přesného otisku nohy. Tento tvarový dílec je předlisovaný, což usnadňuje přenesení otisku nohy v procesu zhotovení vložky naprosto přesně v trojrozměrném tvaru.

Je důmyslně předtvarován i na rubové straně, aby se co nejpřesněji mohl spojit se stabilizačním segmentem. Stabilizační segment má tři části – patní misku, střední profilovanou část a přední část. Patní miska poskytne přirozenou absorpci prvního nárazu na nohu při došlapu, střední profilovaná část správně podepírá klenbu a provádí kontrolu nad pohybem kloubů nohy a přední část dodává segmentu pevnost. Stabilizační segment je konstruován tak, aby umožnil změnit úhlovou orientaci stabilizačního segmentu ve frontální rovině a korigovat nadměrný pronační či supinační došlap nohy.

Funkce stabilizačního segmentu pro kontrolu pohybu kostí a kloubů na noze je zřejmá z **obrázku 3** (obrázek ukazuje pravou nohu). Funkci miskové části segmentu pro kontrolu postavení patní kosti pomocí změny náklonu misky ukazuje **obrázek 4**.



Obr. 3 – schéma funkce stabilizačního segmentu (důležitá je pevná podpora subtalárního a Chopartova kloubu - zvýrazněné linie). **A** – postavení nohy při nadměrné pronaci **B** – postavení nohy s použitím stabilizačního segmentu (nadměrná pronace nohy je korigována do neutrálního postavení)

Stručný popis technologie výroby individuální ortotické vložky se stabilizačním segmentem

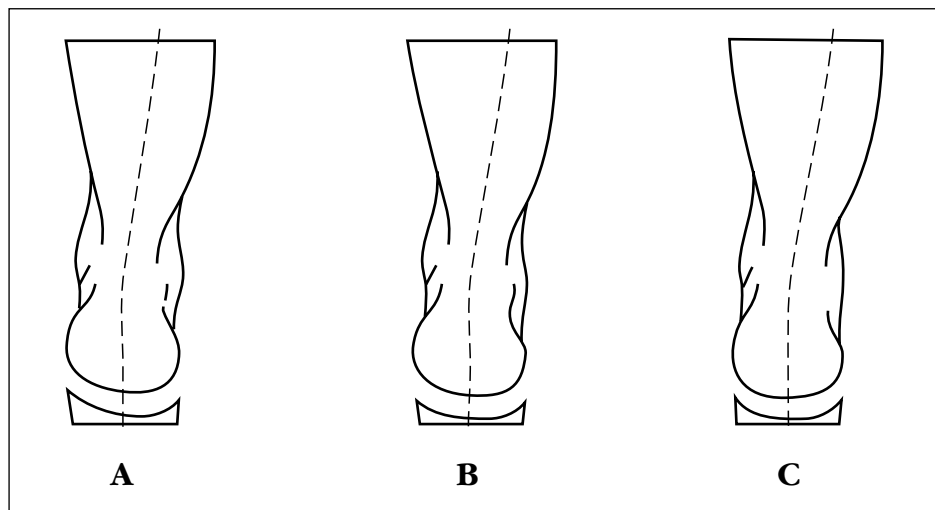
Obrázek č. 5 ukazuje fázi spojení tvarového dílce se stabilizačním segmentem při snímání plantárního povrchu nohy v procesu zhotovování vložky. Tvar vložky se získá tlakem vakua – v nezátíženém procesu, nikoliv tlakem hmotností těla zákazníka. Velmi důležité je, že tvarování vložky se provede při postavení nohy v její ideální funkční poloze, kterou je neutrální poloha dosažená v poloze uzamknutého Chopartova kloubu. Zhotovení tohoto typu vložky včetně přípravy funkčních komponent, určení jejich správné velikosti, úpravy a vložení do obuvi vyžaduje cca 10–15 minut.

Zájemce na podrobnější informace odkazují na článek v odborném časopise Ortopedická protetika č. 16/2009 (název článku: Ortopedické vložky s podpurným

stabilizačním segmentem). Na vyžádání zašleme celé znění odborného článku ve formátu PDF. Pro vážné zájemce o aplikace provádíme zaškolení (viz inzerát v časopise Pohybové ústrojí 1–2/2010 pod názvem Superfeet – Ortopedické vložky se stabilizačním segmentem)

Závěr

Ortotické vložky se stabilizačním segmentem mohou výrazným způsobem rozšířit nabídku ortopedické ordinace svým pacientům a zákazníkům. Pro zhotovení ortotické vložky se stabilizačním segmentem stačí mít k dispozici v podstatě dva funkční komponenty a jednoduché, nenákladné tvarovací zařízení. Výsledná přesnost zhotovení ortotické vložky pomůže zvýšit jistotu personálu v poskytnutí zákazníkům to nejlepší v oboru. Výsledkem aplikace ortotické vložky se stabilizačním seg-



Obr. 4 – Schéma korekce postavení paty různým náklonem misky segmentu

A - nadměrná pronace, **B** - střední pronace (neutrální poloha), **C** - nedostatečná pronace (supinace).

mentem je vysoká spokojenost zákazníků s funkčností, kvalitou provedení a komfortem poskytované zdravotnické pomůcky tohoto typu. Technologie individuálního zhotovování těchto vložek odpovídá požadavkům zdravotních pojišťoven na jejich částečnou úhradu ve skupině vložky ortopedické speciální. Autor publikuje tento článek na základě zkušeností získané z aplikací ortotických vložek se stabilizačním segmentem v ČR a poznatků ze zahraniční služební cesty do USA (z Norwest podiatry laboratory, stát Washington – výroba individuálních funkčních ortotických vložek podle lékařského předpisu na základě přesného odlitku nohy pacienta, červen 2008)



Obr. 5 – Nonweight-bearing (bez zatížení) proces zhotovení ortotické vložky Superfeet.

ROZŠÍŘENÝ ABSTRAKT

TURNERUV SYNDROM VE SVĚTLE NOVÝCH POZNATKŮ KLINICKÝCH A TEORETICKÝCH

Kuklík M.^{1, 2)}, Bošková R.^{1,2)}, Ťoupalíková-Barnová I.¹⁾, Zemková D.^{1, 2)}, Brůžek J.^{2, 5)} Mařík I.¹⁾, Schutz P.³⁾, Moravcová J.²⁾, Pobišová Z.¹⁾, Held J.⁴⁾, Nguyenn Thi Phuong⁶⁾, Klán Z.¹⁾

- ¹⁾ Ambulantní centrum pro vady pohybového aparátu – genetické, rentgenologické a ortopedické oddělení, Praha, ČR
- ²⁾ Přírodovědecká fakulta UK - katedra antropologie a genetiky člověka, Praha ČR
- ³⁾ Kuwait City, Kuwait – Dpt. of Stomatologic Surgery, Kuwait
- ⁴⁾ Univ. Hospital Hamburg, Clinical Genetic Dpt. . Germany
- ⁵⁾ Univ. Bordeaux, Dpt. of Anthropology, France
- ⁶⁾ Univ. Hospital Hanoi, Clinical Genetic Dept., Vietnam

Úvod

Turnerův syndrom (TS) patří k význačným kostním dyspláziím provázeným řadou skeletálních symptomů včetně sekundární osteoporózy.

Materiál a metody

Soubor 50 patientek s cytogeneticky prokázaným Turnerovým syndromem v průběhu let 1975–2009 (longitudinální studie, u části případů až 35 let) je doplněna **cytogenetickým**, klinickým antropologickým, dermatoglyfickým a fenotypickým vyšetřením, anamnestickým rozбором osobní, rodokmenové a gynekologicko-těhotenské anamnézy.

Výsledky

Pacientky s cytogeneticky prokázaným Turnerovým syndromem prokazují varianty chromozomálních aberací nejčastěji následujícího typů: 45,X, 46,XX/45,X, 45,X/46,XX, 46,XX pi, 46,Xxqi, 45,X/46,XX/47,XXX, 45,X/47,XXX, 46,XXr.

Korelace fenotypu s genotypem **není** jednoznačná. U mozaikových forem je korelace patologického klonu zastoupená v periferních lymfocytech jen částečně ve shodě s tíží klinického obrazu. Je proto vhodné vyšetření doplnit dlouhodobou kulturou fibroblastů. Antropologicky a fenotypicky je nejzávažnějším symptomem opoždění a snížení růstu, opoždění nebo chybění nástupu puberty. Antropologicky pozoruhodná je brachycefalie i v dospělosti, tzv. infantilní typ lbi s převahou splachnokrania vůči neurokraniu. V obličejové oblasti je řada degenerativních stigmat, na krku pterygium colli společně se zkrácením krku charakteru Klippelovy-Feilovy sekvence. Hrudník je štítovitý nebo vpáčený (pectus infundibuliforme, excavatus). Nápadná je větší intermamilární distance bradavek prsních, menší vývoj pouze tukových mamm. U dospělých neléčených jedinců chybí vlasové, axilární a pubické ochlupení. Mnohdy jsou přítomny tzv. hrubší rysy obličeje, struma a hrubší hlas, existuje řada mužských rysů ve fenotypu.

Rozebírány jsou antropologické, somatioskopické a rentgenologické znaky kromě klasicky známých symptomů a také nové charakteristiky dentální antropologie. Dermatoglyfické znaky jsou ve shodě s tendencí k edémům charakteru **vírových** obrazců na **prstech** a hypothenarech častější ve srovnání s populací. Pacientky mají vyšší atd úhel podmíněný zkratem IV. a V. metakarpu. Orgánové malformace zahrnují vro-

zené srdeční vady (VCC) širšího spektra, nikoli pouze koarktaci aorty. Diagnostika je nejčastější v pubertě nebo v novorozeneckém období zpravidla na základě většinou dočasně perzistujících lymfedémů.

Orgánové malformace postihují nejčastěji srdce a ledviny, kdy je nejčastější podkovovitá ledvina. Včasná diagnostika má význam pro včasná léčebná opatření. Nové anatomické poznatky byly učiněny především v oblasti **orofaciální** a stomatogenetické - štíhlé, gracilní kořenové kanálky zubů jako kontraty ke Klinefelterovu syndromu. Objevili jsme netraumatický podélný zářez na korunce (zevní plocha) horního špičáku jako anatomickou variantu. Všechny pacientky trpí opakovanými záněty středouší z anatomických predispozic s opakovanými paracentezami a sluchovými obtížemi, zřít sluchu různého stupně, též častěji zaznamenán výskyt cholesteatomu ve středouší. Pacientky trpí častěji tubárními katary a mají vpáčený bubínek.

Pacientky mají celou řadu specifických ortopedických problémů. K charakteristice patří atypicky formované tibiální plateau, subluxace kolenního kloubu a dislokace česky, což jsou příčiny předčasné **artrózy** kolenního kloubu s otoky.

Typickým nálezem je vrozená sekundární osteoporóza a opožděné uzavření růstových epifýz, které mohou persistovat i do dospělého věku.

Diskuse a závěr

Turnerův syndrom je v lidské cytogenetice **jedinou** přežívající monosomií (a to jen u malé části případů, 97-99 % jedinců X0 končí jako časný abort). Karyotyp 45,X je zatížen vysokou frekvencí fetálních ztrát. Hodnocení specifických mozaikových případů je velmi problematickou

a obšírnou záležitostí pro značnou variabilitu karyotypu, resp. genotypu a fenotypu. Z cytogenetického hlediska zůstává pozoruhodným jevem otázka opakovaného výskytu **mozaik** v rodinách s vrozenými chromozomálními aberacemi včetně Turnerova syndromu. Mozaiky, které vznikají **postzygoticky**, se nedědí, ale k jejich vzniku v určitých rodinách existuje zjevně genetická **predispozice**. Také jsou zaznamenávány ztráty X chromozomu u starších žen, kde jsou přítomny mozaiky.

Prenatální diagnostika je v řadě případů rodin indikována, ne však absolutně a je vždy nutno individuálně zvážit všechny okolnosti pro a proti. V neinvazivní ultrazvukové diagnostice se uplatňují především projevy v cervikální oblasti jako je hygrom a zvýšená nuchální translucence v 1. trimestru. V **prenatální** diagnostice nedoporučujeme přerušování těhotenství, ale včasnou léčbu, nicméně **rozhodnutí rodičů** je nutno respektovat. U Turnerova syndromu lze u klasických forem jen výjimečně docílit plodnosti pacientek, spíše u případů s mozaikou. **Neplodnost** je zpravidla řešena metodami dárcovství vajíček od zdravých dárkyň (2 pacientky v souboru).

Otázka včasné diagnostiky zasahuje již do období prenatálního, porucha růstu se projevuje růstovou retardací charakteru právě prenatální růstové retardace (IUGR), následně je zaznamenána pak **nižší** porodní **hmotností**, která obecně je **nejvíce** snížena u syndromů parciálních **monosomií** (delecí), a to více než u syndromů trisomií a polysomií. Porodní **hmotnost** ve srovnání s populací je **nižší** i u dětí donošených (small for date). Lymfedémy nemusí být vždy přítomny, v kombinaci s dalšími stigmaty mohou vést k nejčasnější diagnostice.

Výsledky farmakologické léčby Turnerova syndromu (TZS) **růstovým** hor-

monem nejsou zcela přesvědčivé a neodpovídají údajům medicíny založené na důkazech (evidence based medicine), chybí srovnávací skupina neléčených pacientek konfrontovaných s léčenými (etické či spíše pseudoetické důvody). Rozhodně je však dosaženo přechodně a **krátkodobě** zrychleného růstu, resp. růstové **dynamiky**, nikoliv však celkové tělesné výšky v dospělosti. Prodlužující operace prováděné ve Spolkové republice Německo, Rusku a Austrálii a ojedinelé i u nás, se neosvědčily.

Pacientky mají i specifickou imunologickou situaci, provázenou ve 2/3 případů **thyreopatií**, často s autoimunními procesy. Zaznamenáno je **zvýšení** IgA, IgM a IgG.

Fenotypické skeletální projevy souvisí s lokalizací tzv. SHOX genu na X chromozomu.

Terapeutickým úspěchem je léčba sekundární osteroporózy a docílení **menstruačního** cyklu a celkově ženského fenotypu.

Specifickým problémem je psychický infantilismus, mentální disproporce nejsou ovšem zcela absolutní.

PŘEHLEDNÝ ČLÁNEK

PROBLEMATIKA OBJEKTIVNÍHO HODNOCENÍ ŠKODLIVOSTI DĚTSKÉ OBUVI

Hlaváček P.
Fakulta technologická,
Univerzita Tomáše Bati ve Zlíně

Úvod

O pravidelném obouvání dětí ve vyspělých zemích můžeme hovořit až po druhé

světové válce a to jenom v průmyslově vyspělých zemích. Ještě před osmdesáti až sty lety nebyla chůze na boso u dospívajících dětí i v městských podmínkách výjimkou. To i v takových zemích, jako bylo Německo, Francie, či Británie.

Rozvoj průmyslové výroby obuvi (založený na důsledné dělbě práce) si přirozeně vyžadoval vypracování norem, definujících tvar obuvi, základní tvar stélky kopyta a z toho odvozuující systém číslování. Na to objevily pokusy o stanovení pravidel rozměrové proporcionality (délkové a šířkové rozměry) obuvi apod. V této souvislosti je však třeba dodat, že tato doporučení byla formulována na základě úvah, empirie a zjednodušujících předpokladů, které nebylo v té době možné ověřovat experimentálně. Dnes jsou specializované laboratoře vybaveny zařízeními a přístroji schopnými měřit řadu veličin s vysokou rychlostí a přesností. Ukazuje se, že mechanické chování nohy za dynamických podmínek je mnohem složitější než se původně předpokládalo, dále, že je toto chování ovlivňováno řadou dalších parametrů, které nebyly do tehdejších úvah zahrnuty. I když máme k dispozici řadu nových poznatků, nepokusil se dosud nikdo o přeformulování desítky let starých doporučení a formulací. Dnešní názory odborníků na faktory, které ovlivňují zdravý vývoj nohou dětí lze rozdělit do dvou skupin.

Tu **první** tvoří odborníci především odborníci z německy mluvících zemí, a v jejich doporučeních je zdůrazňována problematika „kvalifikovaného prodeje“ založeného na garantovaném výběru optimální velikosti obuvi.

Druhou skupinu tvoří především státy bývalého RVHP, ve kterých byly dříve zřízeny komise dohlížející na pravidla konstrukce dětské obuvi ve státních podnicích a její laboratorní ověřitelnosti.

Měřitelnost rozměrových charakteristik obuvi versus rozměrová proporcionalita rostoucí dětské nohy

Na problematiku obouvání rostoucí dětské nohy upozorňovalo několik autorů. Ty nejstarší práce poukazovaly na nutnost výroby obuvi asymetrického tvaru (zvlášť na levou a zvlášť na pravou nohu). Dodnes platné jsou spisy holandského vědce, člena několika národních a královských akademií Petra CAMPERIA (1), který ve svém díle **Pojednání o správném tvaru obuvi** již v roce 1781 upozorňoval na nutnost výroby asymetrické obuvi. Na něj navázal FAUST se svým dílem **Gesundheitskatechismus**, který přímo odpovídá na otázku, jak má vypadat dětská obuv (2): „Boty musí mít tentýž tvar jako nohy, musí být zhotovovány ne podle jednoho, ale podle dvou kopyt. ... Každá noha musí být postavena na kus papíru a tužkou skutečný tvar obkreslen a podle toho vyrobeno pravé a levé kopyto.“ Další z významných osobností byl MEYER, významný švýcarský anatom, který napsal řadu pojednání o správném tvaru obuvi (3, 4). Podle jeho rad byla vyrobena první novověká asymetrická vojenská obuv, která se podle dobových zpráv plně osvědčila. Přesto k výraznějšímu rozšíření asymetrické obuvi došlo až v období po první světové válce.

V druhé polovině XX. století se o aspekty zdravotní nezávadnosti začali zajímat výrobci sportovní obuvi, kteří se určitým způsobem stali nositeli pokroku a prosazování nově ověřených zásad konstrukce obuvi do praxe (5). Do historie vývoje názorů na obouvání se zapsali i někteří naši odborníci. Byli to přední ortopedové, jako CHLUMECKÝ z Bratislavy, nebo TOBIÁŠEK z Prahy. Oba vydali první knihy, které byly

tehdejší souhrnem poznatků o zdravotní nezávadnosti obouvání a především se zasloužili o výchovu řady předních odborníků (2). Významné bylo založení prvního ortopedického primariátu ve Zlíně již v roce 1928, kde byly u tehdejší firmy BAŤA vytvořeny podmínky velmi těsné spolupráce mezi lékaři, ortopedy a výrobci obuvi (6). Určitou zvláštností ve vývoji péče o dětskou nohu v Československu bylo i zřízení Komise pro zdravotně nezávadné obouvání v roce 1953, která plnila úkol Poradního sboru, nejdříve hlavního ortopeda ČSSR a později hlavního hygienika. Komise se skládala ze dvou komor, lékařské a technické, které měly dohromady okolo 40 členů. Tento orgán na svých zasedáních (dvakrát ročně) rozhodoval mimo jiné i o tom, že do výroby nemohla být zařazena obuv, která by nesplňovala v té době definované požadavky na zdravotní nezávadnost.

Poškozování dětských nohou bylo vždy vyhodnocováno pouze odbornými lékaři. Spojením lékařů a výrobců dětské obuvi mohlo dojít k formulaci některých zásad pro výrobu obuvi. U nás tyto zásady formuloval na základě konzultací s technologi tehdejšího největšího výrobce obuvi (Svit Gottwaldov) ŘÍHOVSKÝ (7). Nazývá je „minimálními lékařskými požadavky.“ Ty se dají shrnout do těchto devíti bodů:

1. Dostatečný prostor obuvi, hlavně v její prstové části.
2. Dokonalá flexibilita obuvi, hlavně v místě prstových kloubů nohy.
3. Úměrná výška podpatku.
4. Vybočené (varosní), nebo kolmé postavení patní části kopyta.
5. Pevný a dostatečně dlouhý opatek.
6. Anatomicky správně modelovaný svršek obuvi.
7. Vyhovující materiál z hlediska hygienicko-zdravotnického (biologická inertnost

výluhů z materiálů a přípravků použitých při výrobě obuvi, zajištění optimálního vlhkostního a teplotního režimu – mikroklima, měkkost, možnost dokonalé mechanické a chemické očištění).

8. Tlumení náslapných sil spodkovým provedením.
9. Malá (resp. přiměřená) hmotnost obuvi.

V osmdesátých letech se v souvislosti s poklesem výroby obuvi v řadě evropských zemí objevily aktivity snažící se stanovit konstrukční a užitné požadavky, které chtěly kontrolovat dováženou obuv a tak zabránit poškozování dětských nohou tvarově nevhodnou (závadnou). V tomto duchu vznikla z aktivit České obuvnické a kožedělné asociace „Žirafa“, v Polsku „ZDROWA STOPA“.

Druhou, názorově odlišnou skupinu tvoří německy mluvící země, především **WMS** a **AUSTROPOINT**. Oba systémy kladou důraz na „kvalifikovaný výběr obuvi v prodejně“ a snaží se eliminovat případy nošení tvarově nevhodné a malé obuvi. Na problematiku ověřování měřitelných parametrů u hotové obuvi neexistuje jednotný názor. Když se v roce 2007 měl uzavřít evropský grant, jehož cílem bylo vypracovat E-learningový program pro vzdělávání prodáváčů obuvi, vznikl problém při překládání textu do národních jazyků. Nakonec vzniklo několik národních verzí, které byly navzájem něčím odlišné. Některé požadavky praktikované v zemích autorů textu odborní garanti jiných zemí odmítali zařadit do programu jako nadbytečné, jiné žádali vysvětlit, nebo doložit průkaznou studií. I přes intenzivní jednání s odbornými guaranty všech zapojených zemí se nepodařilo vyřešit problém Copyright. Tato nezvyklá situace je způsobena řadou faktorů:

- problematika zdravotní nezávadnosti obouvání byla řešena dlouhodobě jen na národních úrovních a neexistovala spolupráce v míře, která je obvyklá v jiných oborech,
- pravidla byla stanovena v dobách, kdy nebyly známy možnosti měření,
- osvětové aktivity o pravidlech správného obouvání se v některých zemích neprováděly vůbec.

Pro názornost si rozeberme u nás zažité požadavky na konstrukci dětské obuvi.

Dostatečný vnitřní prostor obuvi, hlavně v její prstové části

Složitost tohoto požadavku spočívá ve velké variabilitě rozměrové proporcionality rostoucí dětské nohy. Prakticky všechny prodejní organizace si v druhé polovině minulého století zjednodušily problém proporcionality (tedy nejméně dva doplňující se údaje o rozměrech nohou) na rozměr jediný – na přímou délku nohy. Téměř úplně se z výrobní dokumentace vytratilo pravidlo pro stanovení tzv. „prstního nadměrku“. Rovněž zdůvodňování významu prstního nadměrku není jednoznačné. V literatuře se vyskytují tři zdůvodnění nutnosti existence tohoto prostoru:

- Prostor, do kterého může dětská noha dorůst.
- Prostor, do kterého se prstce nohou posouvají při chůzi (v okamžiku největšího ohybu).
- Prostor, který umožňuje designérovi upravit tvar (špičky) obuvi podle módních trendů.

Prostor pro růst dětské nohy je nezbytně důležitý, průměrný roční přírůstek v délce je přibližně 12 mm. Noha však

neroste pravidelně, ale jsou pozorovány růstové skoky (zejména na jaře a první týdny prázdnin). Tento jev se nepodařilo podrobněji analyzovat, ví se jen, že růstové skoky nemají stejné hodnoty a dokonce se nevyskytují u všech dětí. Nicméně, tato období růstových skoků je třeba posuzovat jako nejrizikovější období a věnovat se této problematice systematictěji. V každém případě by jasná pravidla pro stanovení hodnot prstních nadměrků byla výrazným pomocníkem pro kontrolu „bezpečné délky obuvi“, (která by se mohla snadno odvodit jako rozdíl mezi přímou délkou nohy a délkou stélky obuvi sníženou o prstní nadměrek). Tuto hodnotu (dostatečný vnitřní prostor obuvi v její prstové části) je nutné co nejpřesněji zjistit v době nákupu obuvi a vycházet z individuálního tvaru nohou a tvarů stélek vybírané obuvi. To je obtížné, ale technicky řešitelné. Jako nelogické lze označit skutečnost, že obchody obuvi nevyžadují, aby výrobci u jednotlivých modelů uváděli hodnotu „prstního nadměrku“. Další předností povinného uvádění hodnoty „prstního nadměrku“ by byla snadná kontrola dodržování dalšího důležitého pravidla – a sice **lokalizace počátku (počátečního bodu) stélky kopyta** a vyloučit ty případy, kdy je designéry počátek lokalizován se zápornými hodnotami (jinými slovy, zda dodržují známé poznatky o optimálním tvaru stélky obuvi, nebo zda je přizpůsobují módním liniím zvyšujícím prodejnost a zvyšují riziko vzniku deformit nohou).

V současné době neexistuje dostupné ověřovací zařízení (metoda, či metodika), kterou by bylo možné na prodejně určit další důležité údaje o obuvi: výška obuvi v místech velkého prstce (palce na noze), úhel palce, apod. Dnešní prodáváč nemá k dispozici žádné údaje kromě přímé délky

stélky obuvi, a proto není schopen kvalifikovaně schválit výběr obuvi, který by garantoval „dostatečný vnitřní prostor obuvi hlavně v její prstové části“.

Posun obutých nohou po stélce ve směru dopředu, zejména během pohybu (chůze, běhu) v místech největšího ohybu se rovněž nepodařilo dokázat. Ani otisky nohou na stélkách vyrobených z neformovatelných materiálů tento jev nedokazují. Ohraničení otisku nohou na stélkách je ostré a délka otisků se shoduje s délkou nohou.

Dokonalá flexibilita (ohebnost) obuvi v místech jejího největšího ohybu při chůzi

Na flexibilitu (ohebnost) spodku obuvi existovaly dva rozdílné názory. První formuloval prof. Erne MAYER, který tvrdil, že obuv musí co nejméně omezovat funkci nohou. Jinými slovy, obuv by měla mít co nejmenší odpor proti ohybu. Sám v nadsázce tvrdil, že nejlepší obuví je žádná obuv. Proti tomu byla v bývalém Československu, Polsku, NDR, Maďarsku a dalších zemích uzákoněna norma na měření flexibility. Její součástí byly přípustné hodnoty síly potřebné pro ohyb obuvi o jeden stupeň. Tyto hodnoty byly upraveny podle typu obuvi (rozdílné pro zimní, vycházkovou a přezůvkovou). Tento požadavek byl tvrdě vyžadován a z výrobních programů československých výrobců byly vyřazovány stovky modelů nesplňující tuto administrativně stanovenou hodnotu flexibility. Naopak v Západní Evropě tento požadavek zaveden nebyl a řada předních výrobců dětské obuvi nabízela obuv s vysokou mírou tuhosti. V roce 1993 byla publikována práce CAVANAGH, ULBRICHT (9), ve které byla doporučena, na základě kli-

nické studie pro nesložitější postižení nohou diabetiků, obuv typu „rocker“ nebo „roller“. Oba typy jsou charakteristické vysokou tuhostí (rigiditou) spodku obuvi s podešvemi, které musí být geometricky upraveny v podélném profilu (umožňující houpání, nebo odvalování). Studie ČERNEKOVÉ a PAVLAČKOVÉ (10), která testovala dětskou obuv o pěti úrovních flexibility, prokázala, že flexibilita obuvi neovlivňuje dynamické rozložení tlaků mezi nohou a obuví. I samotné důsledné vyžadování prahových (nízkých) hodnot flexibility pro dětskou obuv komplikovalo její prodej, protože normu stanovené požadavky nesplňovaly např. skořepinové typy bruslařské a lyžařské obuvi, dětské dřeváky apod. Systém výjimek se nakonec neosvědčil. Prosazení tohoto požadavku do evropských norem dnes není možné, protože pro zdůvodnění je nutná seriózní studie zveřejněná v časopise s Impact indexem a ta neexistuje. Stejně nedostatečně zdůvodněná je problematika torzní tuhosti obuvi.

Úměrná výška podpatku

Vliv výšky podpatku na následný vznik deformit nohou je stále otevřeným problémem. Na nebezpečnost vysokých podpatků bylo upozorňováno již zmíněným Petrem CAMPERIEM v 18. století (1). Stále však schází dostatečně přesvědčivé důkazy o přímém vztahu mezi deformitami nohou a nošením obuvi s vysokým podpatkem. Jako protiargumenty jsou používány statistiky porovnávající četnost deformit mezi skupinami stejně starých žen a mužů (u kterých se nošení obuvi s vysokými podpatky nepředpokládá). Ty nejsou dostatečně přesvědčivé. Patrně samotná výška podpatku nebude pro zdravou nohu tak riziková,

jak se uvádí, ale mnohem nebezpečnější se stává v kombinaci s nošením obuvi s tvarem stélky s vysokým úhlem palce. Nové přístroje umožňující měření rozložení tlaků nohy na povrch stélky za dynamických podmínek jednoznačně prokázaly, že podpatky vyšší, než 2,5 cm výrazně přesouvají zátěž z patní části nohy do oblasti prstových kloubů. Z toho lze vyvodit jediný závěr, podpatky vyšší než 2,5 cm jsou pro diabetiky rizikovější až životu nebezpečné. Jinou oblastí pro diskuzi je skupina obuvi s nižšími podpatky, nebo s tzv. „negativními“ podpatky. Zde se jistou míru prospěšnosti podařilo prokázat jen u skupiny žen v třetím trimestru těhotenství.

Vybočené (varosní), nebo kolmé postavení patní části kopyta

Tento požadavek vznikl v době, kdy byly trhy obuvi kontrolovány a převládaly domácí modely dětské obuvi. Dnes, kdy je možná více než 90 % obuvi dovezeno z jiné země, není možné pro posouzení tvaru obuvi kopyto dostupné. Pozice vertikální osy paty obuvi z hotové obuvi je nemožné, nebo stanovitelné s relativně velkým rozptylem. Navíc, není znám případ kopyta (pro sériově vyráběnou) obuv, které by mělo valgózní postavení patní osy. Celý problém se zkomplikoval zveřejněním filmových záznamů vysoce rychlostních kamer zabírajících vybrané sportovní úkony. Z nich vyplývalo, že i ty nejlépe konstruované typy obuvi (s vysokou torzní tuhostí) nejsou schopny zabránit za dynamických podmínek namáhání vyhnutí nohou v kotníku. Práce BADUROVÉ (13) prokázala, že ani používání speciální dětské ortopedické obuvi nedochází k nápravě osy paty.

Pevný a dostatečně dlouhý opatek

Požadavky na funkční vlastnosti opatků (zejména jeho tuhost) jsou dosud bohužel neměřitelné. Snaha nahradit tento požadavek geometrickými parametry (definovanou poměrnou délkou, popřípadě výškou opatku) se ukázala jako nepraktická a nerealizovatelná. Fixace nohy v obuvi je nedefinovatelná a prakticky neměřitelná (tedy neověřitelná). Dokonce ani výrobci sportovní obuvi nebyli schopni tento požadavek blíže specifikovat (viz problém používání polokotníčkové obuvi pro kopanou a kotníčkové obuvi pro košíkovou). V sedmdesátých letech byla v Budapešti publikována zajímavá studie, která poukazovala na zjištění, že pevnost opatku je důležitější, než jeho tuhost. Ze studie však nelze jednoznačně stanovit, na základě jakých parametrů autoři dospěli k tomuto zjištění. Vyžadování absolutních (třeba optimálních, studií doložitelných) hodnot dostatečné pevnosti opatku by znamenalo vyloučení všech typů otevřených střihů obuvi (např. sandály). Názor na funkčnost opatků změnili i výrobci sportovní obuvi. V devadesátých letech prosazované „torsion“ systémy se z nabízených kolekcí vytrahovaly po jedné sezóně. Pravidelně (po několik let) se požadavky na sportovní obuv definovaly zejména na stránkách internetu ve volném překladu „nohu vézt, podporovat a tlumit“ (stürzen, führen, dämpfen). Poslední studie (11) však tato zjednodušující doporučení zpochybňují. Samostatnou otázkou je tvar opatku. Ze somatometrických studií vyplývá, že proporcionality patní části nohy vykazuje velmi malé odchylky, natolik malé, že by neměl být žádný problém s jejich standardizací.

Anatomicky správně modelovaný svršek obuvi

Požadavky na řešení střihu svršku obuvi jsou nedostatečně vymezeny. Neexistuje dostatek průkazných studií, které by prokázaly míru jejich skutečné škodlivosti. Rozmanitost tvaru nohou značně komplikuje možnost formulaci univerzálně platného pravidla. To, co může být jednomu dítěti příjemné a nezávadné, může být vnímáno jiným jedincem jako diskomfortní a může být zdrojem komplikací. Proto je obtížné vymezení oblastí pro nevhodně umístování švů, nefunkční bandáže apod. Další komplikace při definování tohoto požadavku přinesla textilní sportovní obuv, u které začaly převládat elastické technické pleteniny. U nich nebylo zjištěno žádné zvyšování lokálních tlaků v místech šitých švů. U nejmenších velikostních skupin (skupina vel. 0) je tradičně doporučována obuv výhradně kotníčkového střihu.

Vyhovující materiál z hlediska hygienicko-zdravotnického

Studium mikroklimatických podmínek obuté nohy je natolik složité, že formulace závěrů pro optimální použitelnost u obuvi lze shrnout do jednoduchého závěru spočívajícího v upřednostňování usní pro svrškové materiály. Pokusy stanovit, nebo definovat měřitelné hygienické vlastnosti svrškových materiálů prahovými hodnotami bylo opět komplikováno používáním nových textilních materiálů, které v určitých situacích nesplňovaly vlastnosti usní, ale byly přitom pro nohu výhodnější. Ukázalo se, že kapilární savost vlhkosti u usní je důležitější, než její prodyšnost. Dále je důležité, že kapacita pro jímavost vlhkosti se v extrémních podmínkách

vyčerpá po třech až čtyřech hodinách používání. Vývojem nových druhů koženek došlo k vytlačení obtížně tvarovatelných koženek s vysokou mírou tvarové paměti. Dnes jsou typické diskomfortní vlastnosti u koženek vzácnější než v době jejich zavádění.

Tlumení náslapných sil spodkovým provedením

Problematika jímavosti energie spodkovými dílci obuvi při chůzi po (dnes převládajících) tvrdých površích je velmi složitá. Natolik, že se s ní nedokázaly vyrovnat ani jiné účelové skupiny obuvi, například ochranná pracovní. Základním problémem je skutečnost, že míru jímavosti energie ovlivňuje několik faktorů. Mezi nejzávažnější faktory patří:

- hmotnost jedince,
- charakteristika (typologie) pohybu,
- délka (nebo intenzita) zátěže,
- trénovanost jedince apod.

Jinými slovy, pro skupinu dětí je téměř nemožné stanovit optimální hodnoty tlumení náslapných sil spodkovými dílci obuvi. Vyrábět (a označovat) podešve s různou mírou schopnosti jímat energii je u sériové výroby obuvi prakticky nemožné. Není ani možný opačný postup, stanovit prahové hodnoty jímavosti energie, u kterých by byla zdůvodněna míra jejich škodlivosti.

Malá (resp. přiměřená) hmotnost obuvi

Tento požadavek byl stanoven v době, kdy produkce domácí obuvi měla ve srovnání s exportní obuví výrazněji vyšší hmotnost. Tato skutečnost je silně konfrontována se změnami životního stylu,

především se stále snižující se pohyblivostí mládeže. V padesátých a šedesátých letech se objevovaly v tisku a brožůrkách výpočty a úvahy sumarizující výkon dítěte za podmínek používání obuvi s vyšší hmotností. Většinou byl citován výrok Hillariho, který po zdolání Mount Everestu prohlásil, že 100 gramů hmotnosti na nohách je z hlediska vydané energie srovnatelné s 1 000 gramy hmotnosti upevněné na zádech. V souvislosti s těmito fakty se ale objevily úvahy, které naopak zvyšování hmotnosti obuvi považují za snadné, žádoucí a účinné zvýšení spotřeby energie. Škodlivost obuvi o vyšší hmotnosti nebyla dokázána.

Závěr

Problematika posuzování zdravotní nezávadnosti technických parametrů dětské obuvi je velmi složitá. Historicky stanovené požadavky nejsou ve většině případů dostatečně doložitelné a nelze očekávat, že by mohly být povýšeny na evropskou, či světovou normu.

Patrně nejvíce bude rostoucí dětská noha ohrožována nošením rozměrově nevhodné a malé obuvi. Tato problematika je přitom mimořádně závažná, protože v současném světě globalizované výroby obuvi je nemožné dostatečně přesně (na žádoucí úrovni) porovnávat rozměry nohou s rozměry obuvi.

Literatura

1. MLADEK M.: Petr Camper a jeho názory na zdravotně nezávadné obouvání. Sborník přednášek ze Semináře ke zdravotně nezávadnému obouvání, Svit Gottwaldov
2. FAIT M.: Následovníci Petra Campera. Sborník přednášek ze Semináře ke zdravotně nezávadnému obouvání, Svit Gottwaldov, Luhačovice 1988
3. MEIER H.: Die Richtige Gestalt der Schuhe. Zürich, 1872
4. MEIER H.: Procture ante portas, ein Kulturgeschichtliche Zeitbild, 1877
5. VIZKELETI T.: Požadavky na zdravou dětskou obuv. Bőr-ér Cipőtechnika, 1985, 4 11, s 417.
6. ŘÍHOVSKÝ R.: Anatomie a fyziologie. Ruka a noha ve vztahu k obouvání a odívání. SNTL, Praha 1975
7. MAIER A.: Die Kinderfuessen. Leder Shuhe Lederwaren, 26, 1991, č. 9, s. 264
8. HLAVÁČEK P.: Problémy bandáže nohy u sportovní obuvi. Kožařství, 41, 1991, č. 12, str. 345
9. BOULTON, J. M., CAVANAGH, P. R., RAYMAN, G. The Foot in Diabetes. 4th edition. West Sussex, England: John Wiley & Sons Ltd., 2006. ISBN 0-470-05704-1
10. CHESKIN P. M., SHERKIN J., BATES T. B.: The Complete Handbook of Athletic Footwear. Fairchild Publications, New York, 1987
11. BRÜGGEMAN, G. P.: Application of Biomechanical studies on footwear to town footwear.
12. PAVLAČKOVÁ J.: Porovnání rozměrů nohou školní mládeže s rozměry nošené obuvi. Diplomová práce FT VUT Zlín 1991
13. BAĐUROVÁ J.: Problematika obouvání dětí, Doktorská práce UTB ve Zlíně Fakulta technologická, Zlín 2007
14. ROSSI A.W., TENNANT R.: Professionalism In Shoe Fitting Manual. Cambridge, USA, 1991.
15. ŠTASNÁ P.: Výsledky měření nohou v Československu a jejich uplatnění v průmyslové praxi. Schuh Technik, 85, 1991, č. 9, s 725
16. MAIER A.: Müssen Kinderschuhe wirklich exakt passen? Schuhtechnik 87, 1993, č. 5-6, s. 244
17. ZVONČÁKOVÁ M.: Analýza obouvání dětské populace ve vztahu k odpovídající velikosti obuvi. Diplomová práce FT VUT Zlín 1996

18. AN: How to fit Footwear, SATRA Footwear Technology, Centre 1993
19. AN.: Mein Fuss und Ich. Informationen der Arbeitsgemeinschaft „Gesunder Gehen“ Grevenbroich, August 1993
20. KLEMENTA, J.: Somatometrie nohy. Frekvence některých ortopedických vad z hlediska praktického využití v lékařství, školství a ergonomii. SPN Praha 1987.
21. DUNGL, P.: Ortopedie a traumatologie. AVICENUM, Praha 1989.
22. ŠMIRÁK, J.: Příspěvek k problematice ploché nohy u školní a pracující mládeže. Praha, Stát. pedagog. nakl. 1960.
23. KUBÁT, R.: Ortopedické vady u dětí a jak jim předcházet. Nakl. odb. lit. H&H 1992.
24. JAROŠ, M.: Péče o nohy. Praha, Stát. zdravot. nakl. 1958.
25. BARTÁK, P.: Tinea pedis. Diagnóza, 9/2000, č. 9, s. 8.

ABSTRAKT – PERSPEKTIVNÍ PŮVODNÍ PRÁCE

VLIV SKOLIÓZY NA ROZLOŽENÍ PLANTÁRNÍCH TLAKŮ NOHY U DĚTÍ ŠKOLNÍHO VĚKU

SCOLIOSIS INFLUENCE ON THE PLANTAR FOOT PRESSURE DISTRIBUTION AT THE SCHOOL AGE CHILDREN

Pavlačková J.¹⁾, Hlaváček P.²⁾, Keglerová R.²⁾
Universita Tomáše Bati ve Zlíně,
Fakulta technologická

¹⁾ Ústav technologie tuků, tenzidů a kosmetiky
e-mail: pavlackova.jana@seznam.cz

²⁾ Ústav fyziky a materiálového inženýrství,
nám. T. G. M. 275, 762 72 Zlín

Klíčová slova: skolióza, zátěž, tlak
Scoliosis, load, pressure

Úvod

Vady držení těla a vady trupu odvozené od morfologických odchylek páteře, jsou nejčastějšími a nejvýznamnějšími ortopedickými deformitami v dětském věku, které se mohou projevit i pozdními následky v dospělosti. Zvyšující se výskyt těchto onemocnění je dán zejména současným životním stylem nejmladší generace – záda přetěžovaná aktovkami plných učebnic, většina volného času tráveného za počítačem, nesprávné sedací návyky atd. Hodnocení držení těla je velmi obtížné, neboť nelze přesně stanovit hranici mezi tzv. normálním, správným držením těla, vadným držením a skutečnou deformitou (1). Mezi taková postižení patří i skolióza, která je z hlediska anatomie a kineziologie definována jako vybočení páteře ve frontální rovině, z pohledu kliniky pak jako porucha postavení (tvaru a držení) páteře ve všech třech hlavních anatomických rovinách – změny v rovině frontální jsou provázeny změnami v rovině sagitální i transverzální (rotace) (2, 3). Celkové údaje o výskytu skoliózy v populaci samozřejmě kolísají podle toho, co kdo považuje za skoliózu, většinou mezi 2–10 %. Lomíček (4) považuje za střízlivý odhad 3–6 %, Vlach (5) pak uvádí pouze 1 %. Nejčastějším typem skoliózy je skolióza idiopatická, podle různých autorů tvoří 45–75 % případů. Svým vznikem a průběhem ohrožuje a omezuje stav dítěte, nejen v době růstu ale pak i v dospělosti. Z hlediska kosmetického je velmi traumatizující, zejména pro dívky.



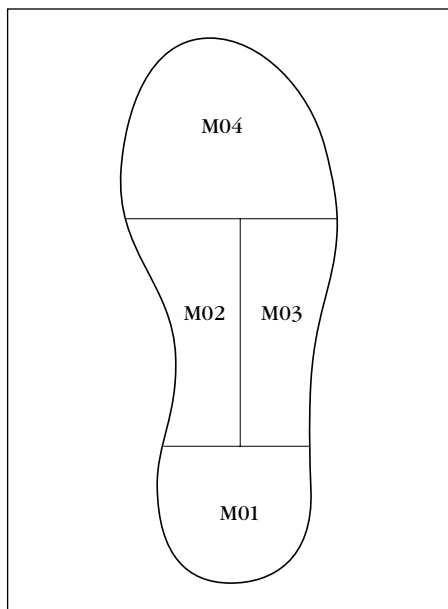
Obr. 1 – Ukázka z rehabilitačního cvičení s odborným vedením

Cíl práce

Předmětem výzkumu bylo nejenom vadné držení těla respektive skolióza samotná, ale i studium vlivu takto postižené postury na dětskou nohu a celkovou kvalitu lokomoce dítěte. Cílem práce bylo podchycení vlivu asymetrické zátěže a typické svalové dysbalance dítěte skoliotika na distribuci maximálních tlaků na průmětu plosky chodidla při dynamické zátěži v období, kdy se proband účastnil rehabilitačního cvičení prováděného pod vedením odborného terapeutického personálu v délce čtyř měsíců.



Obr. 2 – Senzorická platforma Emed-at



Obr. 3 Rozdělení do masek

Metoda

Experiment probíhal v rehabilitačním centru ve Zlíně (**obr. 1**) u 24 dětí, z toho 3 chlapců a 21 dívek, jejichž průměrný věk byl $13,6 \pm 2,9$ let, tělesná hmotnost $47,7 \pm 10,9$ kg, tělesná výška $157,0 \pm 14,3$ cm a BMI $18,9 \pm 2,3$ kg.m⁻². Podle lékařských záznamů se ve sledovaném souboru vyskytovala esovitá skolióza lokalizovaná v hrudní oblasti páteře Th2–Th11. U 79,2 % probandů byla zastoupena pravostranná skolióza, u 20,8 % probandů levostranná. Úvodní měření bylo srovnáno s měřením po čtyřměsíční účasti v rehabilitačním programu. Pro měření dynamického tlakového zatížení planty pravého i levého chodidla byla zvolena senzorická platforma Emed-at (**obr. 2**). Dále bylo provedeno i měření vyosení paty a hodnocení nožní klenby.

Výsledky

Projevy asymetrické zátěže způsobené skoliózou byly nejpatrnější u velikosti kontaktní plochy chodidla s podložkou (**Tab. 1**). U levostranné skoliózy byly průměrné hodnoty kontaktní plochy vyšší pro levou nohu a u pravostranné pro pravou nohu. Během experimentu byl zaznamenán pokles hodnot kontaktní plochy u obou orientací skoliózy.

Projevy orientace skoliózy na velikost maximálního tlaku (**Tab. 2**) nepotvrdily naše hypotézy týkající se jednostranného přetěžování dolních končetin (tedy pravé nebo levé nohy) ve smyslu orientace skoliózy, což jak se domníváme, může být ovlivněno postojovými a lokomočními návyky tuto orientaci kompenzovat.

Na základě výše uvedeného zjištění jsme provedli pomocí softwaru, kterým systém Emed-at disponuje, rozdělení planty nohy do masek. Masky M01 popisovala oblast paty do 25 % délky chodidla, maska M02 – vnitřní část chodidla od 25 do 66 %, maska M03 – vnější část nohy od 25 do 66 % a maska M04 – zbývající přední část chodidla (**Obr. 3**). Při prvním měření u pravostranné skoliózy (**Tab. 3**) byly během lokomoce nejvíce zatěžovány masky M01 a M04. Tlakový nárůst byl po čtyřměsíční rehabilitační periodě zaznamenán v masce M03 pro pravou nohu, což znamená přesun zátěže na laterální stranu pravé nohy. U levostranné skoliózy (**Tab. 4**) bylo rozložení tlaků v maskách obdobné, také byl zaznamenán příznivý přesun zátěže na laterální stranu chodidla pravé nohy.

Mezi nejčastější místa výskytu s nejvyššími lokálními maximálními tlaky u prvního měření patřila pata pravého i levého chodidla, vnitřní klenba obou chodidel a palec pravé nohy. V porovnání s druhým

Kontaktní plocha [cm ²]							
Levostranná skolióza				Pravostranná skolióza			
Levá noha		Pravá noha		Levá noha		Pravá noha	
1. měření	2. měření	1. měření	2. měření	1. měření	2. měření	1. měření	2. měření
121,9	116,3	117,1	119,4	99,8	98,1	101,6	98,0

Tab. 1: Hodnocení kontaktní plochy chodidla s podložkou vzhledem k orientaci skoliózy

Maximální tlak [kPa]							
Levostranná skolióza				Pravostranná skolióza			
Levá noha		Pravá noha		Levá noha		Pravá noha	
1. měření	2. měření	1. měření	2. měření	1. měření	2. měření	1. měření	2. měření
444,3	663,4	460,7	435,0	410,6	418,5	393,2	428,5

Tab. 2: Hodnocení maximálního tlaku vzhledem k orientaci skoliózy

Maximální tlaky [kPa] u pravostranné skoliózy – 1. měření							
Levá noha				Pravá noha			
M01	M02	M03	M04	M01	M02	M03	M04
275±82	114±26	190±81	400±152	261±61	113±25,7	181±103	373±122

Maximální tlaky [kPa] u pravostranné skoliózy – 2. měření							
Levá noha				Pravá noha			
M01	M02	M03	M04	M01	M02	M03	M04
302±111	285±83	90±28	89±29	146±46	157±76	382±160	418±191

Tab. 3: Hodnocení maximálních tlaků v jednotlivých maskách u pravostranné skoliózy

Maximální tlaky [kPa] u levostranné skoliózy – 1. měření							
Levá noha				Pravá noha			
M01	M02	M03	M04	M01	M02	M03	M04
306±62	104±36	143±32	434±88	257±28	105±32	152±52	444±164

Maximální tlaky [kPa] u levostranné skoliózy – 2. měření							
Levá noha				Pravá noha			
M01	M02	M03	M04	M01	M02	M03	M04
298±5	229±25	116±15	113±16	103±51	118±22	663±273	435±61

Tab. 4: Hodnocení maximálních tlaků v jednotlivých maskách u levostranné skoliózy

měřením můžeme konstatovat, že došlo k určitému poklesu maximálních tlaků, ale jejich lokalizace byla také zaznamenána na patě a vnitřní klenbě nohy.

Závěr

Naměřené hodnoty kontaktní plochy potvrdily projevy orientace skoliózy ve smyslu asymetrického přetěžování jedné z končetin, což už nelze jednoznačně říci u zjištěných hodnot maximálních plantárních tlaků, kde nebyly potvrzeny naše hypotézy týkající se jednostranného přetěžování dolních končetin (tedy pravé nebo levé nohy) ve smyslu orientace skoliózy, což jak se domníváme, může být ovlivněno postojovými a lokomočními návyky tuto orientaci kompenzovat. S dobou rehabilitačního cvičení klesala velikost kontaktní plochy nohy s podložkou, stejně tak i velikost maximálních tlaků působících na plantu nohy, což by i odpovídalo změnám v postavení paty, kdy vyosení ve smyslu valgozity klesalo a zlepšil se také stav klenby nožní. Práce upozorňuje na nezbytnost nepodceňovat i drobné potíže a asymetrie vyskytující se především v dětském věku. Na studii navazuje práce sledující distribuci tlakového zatížení v obuvi pomocí zařízení Pedar.

Literatura

1. HNĚVKOVSKÝ, O. T. zv. Vadné držení těla. *Acta Chir Orthop Traumatol Cech* 1/17. 1950. č. 9–10, s. 300–308
2. NOVOTNÁ, H., KOHLÍKOVÁ, E. *Děti s diagnózou skolióza ve školní a mimoškolní tělesné výchově*. Praha : Olympia, 2000. 48 s. ISBN 80-7033-671-4.
3. VAŘEKA, I. Skolióza ve fyzioterapeutické praxi. *Fyzioterapie*, 2000, č. 1. ISSN 1212-8201

4. LOMÍČEK, M. *Idiopatická skolióza*. Praha : Avicenum 1973, s. 15.

5. VLACH, O. *Léčení deformit páteře*. 1. vyd. Praha : Avicentrum, 1986, 214 s.

ABSTRAKT – PERSPEKTIVNÍ PŮVODNÍ PRÁCE

ÚČINKY DECHOVÝCH CVIČENÍ NA FLEXIBILITU A TVAROVÉ CHARAKTERISTIKY PÁTEŘE

Dolanská T.¹⁾, Lopotová M.¹⁾, Lopot F.¹⁾, Otáhal S.¹⁾, Véle F.²⁾

¹⁾ Katedra anatomie a biomechaniky, Fakulta tělesné výchovy a sportu Univerzity Karlovy v Praze

²⁾ Katedra fyzioterapie, Fakulta tělesné výchovy a sportu Univerzity Karlovy v Praze

Abstrakt

Práce je zaměřena na popis dechových cvičení a jejich vliv na flexibilitu a tvarové charakteristiky páteře. Cílem práce bylo zaznamenat účinky dechových cvičení na páteř, najít metodu, kterou bude možné tyto změny zaznamenat a posoudit jejich rozsah, zhodnotit dopad prováděných dechových cvičení na jednotlivé probandy.

Pro tyto účely byla navržena a provedena měření s využitím 2D kinematického záznamu pomocí systému Qualisys. Součástí souboru dat byly závěry fyzioterapeutického klinického vyšetření.

Bylo potvrzeno, že dechová cvičení, prováděná denně po dobu 3 měsíců, mají prokazatelný vliv na kvalitu a kvantitu pohyblivosti páteře v sagitální rovině.

Navržená objektivizační metoda se ukázala jako vhodná pro tento experiment, nicméně musíme mít na paměti, že expe-

riment byl úzce zaměřen na změny v sagitální rovině a pro přesnost by jistě bylo vhodné pojímat problém jako 3D tvarovou deskripci.

Klíčová slova: 2D a 3D analýza pohybu, Qualisys, dechová cvičení, tvarové charakteristiky a pohyblivost páteře

Úvod

Bolesti zad jsou čím dál tím frekventovanějším problémem naší populace. Jednou z možných terapeutických intervencí je aplikace dechových cvičení [3, 4, 5]. Ta jsou v současné době v terapii bolestí zad stále ještě podceňována pravděpodobně díky obtížné objektivizaci jejich účinků na lidský organizmus. Práce má svým zaměřením přispět ke změně pohledu na dechová cvičení.

Výzkumný Soubor

Experimentu se účastnilo 5 jedinců ve věku 23–28 let, bez významné osobní a rodinné anamnézy, s intermitentními bolestmi zad v různých oblastech bez úrazové a degenerativní etiologie.

Metody a organizace výzkumu

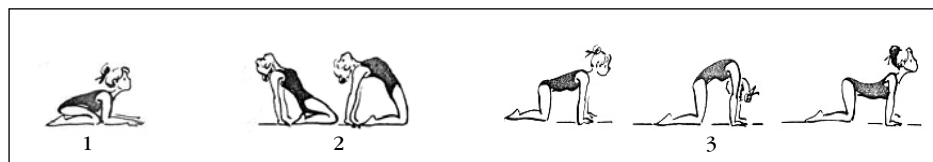
Výzkum byl koncipován jako případová studie. Vyšetření probíhalo ve 2 fázích: vyšetření pomocí systému Qualisys a kli-

nické fyzioterapeutické vyšetření (kineziologický rozbor).

Po vyšetření následovala individuální instruktáž dechových cvičení dle nálezu kineziologického vyšetření a výsledků měření.

Cvičební plán všech jedinců zahrnoval 3 stejné cviky (**obr. 1, 2, 3**). Každý z probandů začal pouze cvičením, které svým účinkem mělo zvýšit flexibilitu páteře buď do flexe, nebo extenze (podle omezení). Následně však probandi již zhruba po týdnu udávali přesunutí obtíží na jiný úsek páteře, a proto bylo třeba cvičební plán doplnit. Pouze 3 cviky jsme využili také z důvodu nejsnadnějšího provedení (probandi totiž cvičili sami a pouze docházeli na kontrolu). Při provádění cviků byl kladen důraz na plynulou křivku páteře (provedení přesně neodpovídá **obr. 1** – kde je krční páteř ve větší extenzi než hrudní a bederní oblast).

Pro 2D snímání byla použita soustava 6 kamer (snímací frekvence 200 Hz). Pro označení obratlů byly použity pasivní markery o průměru 1cm (přilepené na *processus spinosi*). Pro zaručení opakovatelnosti a standardních vstupních podmínek byl přesně definován sed, zaujímaný probandy v průběhu měření (pro tyto účely byla použita speciálně sestavená židle) [2] – sed ve střední pozici, kdy centrum gravitace spočívá bilaterálně nad *tuber ischiadicum*, přenos hmotnosti těla na dolní končetiny



Obr. 1, 2 a 3: 1 – Sapurna-sarsa-āsana, 2 – Ustra-āsana-paravrtti, 3 – Vajghra-prānājāma (použito z Gítānanda, 1999)

je 25% a zachovává se lordotické zakřivení bederní páteře ve výchozím postavení [6].

Zpracování a hodnocení dat

Grafy získané analýzou pohybu systémem Qualisys byly hodnoceny v sagitální rovině (maximální flexe a extenze páteře). Počátek vztážného systému byl standardně umístěn do středu markeru na 5. bederním obratli. Předmětem vyhodnocení byla velikost vektorů posunutí jednotlivých obratlů Th1-L4 z výchozí pozice do konečné (**obr. 4**) počítána podle vzorce (1):

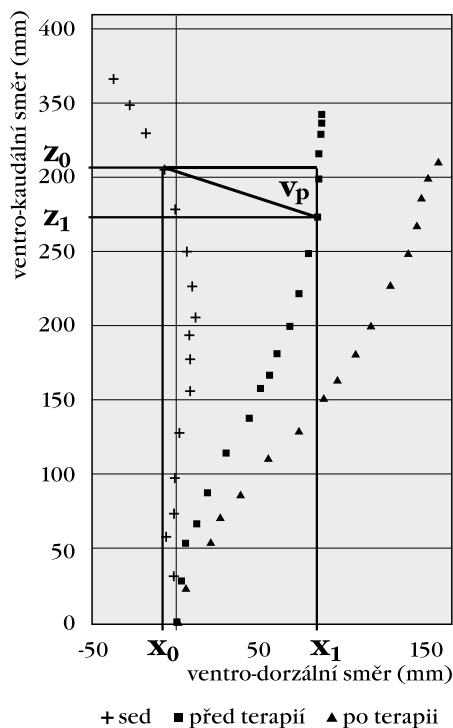
$$v_p = \sqrt{(z_0 - z_1)^2 + (x_1 - x_0)^2} \quad (1)$$

Kde x a z jsou souřadnice příslušných markerů na počátku (index 0) a konci (index 1) pohybu.

Hodnocení plynulosti a rozsahu pohybu páteře bylo provedeno pomocí závislosti pořadového čísla jednotlivých obratlů na velikosti jednotlivých vektorů posunutí obratlů v maximální flexi a extenzi trupu (**obr. 5**). Část a) zobrazuje data z měření před terapií, část b) vychází z dat bezprostředně po ukončení terapie. Vzhledem ke svému průběhu byla data aproximována lineární funkcí. O vhodnosti proložení hodnot přímkou vypovídá tzv. koeficient spolehlivosti R^2 . Všechna měření provedených experimentů vykazovala hodnoty R^2 vyšší než 0,95 – tudíž je můžeme pokládat za velmi spolehlivé.

Směrnice přímek byly sledovány intra-individuálně a posuzovány byly jejich rozdíly. Směrnice proložené přímkou s rostoucím rozsahem pohybu roste a z jejich změn tak lze hodnotit úspěšnost terapie.

Rovněž koeficienty spolehlivosti byly posuzovány v rámci jedné osoby a předmětem hodnocení byly jejich změny. Hodnota koeficientu spolehlivosti se při našem měření pohybovala v rozmezí 0,95–0,99. Nižší hodnoty se vyskytovaly před terapií a poukazovaly tak na nižší plynulost křivky páteře při prováděném pohybu. Důvodem mohly být např. místní blokády. Oblast se zhoršenou pohyblivostí je pak na grafu dobře patrná díky větší absolutní odchylce od regresní přímky.



Obr. 4: vektor posunutí markerů v mediální rovině – zde naznačeno pro obratel Th4

Měření pomocí systému Qualisys										
	Proband 1		Proband 2		Proband 3		Proband 4		Proband 5	
	před	po	před	po	před	po	před	po	před	po
postavení segmentů páteře		+		+		+		+		+
celkový rozsah pohybu páteře do FL	bez omezení	-	bez omezení	+	omezení	+	omezení	+	omezení	+
celkový rozsah pohybu páteře do EX	omezení	+	bez omezení	+	bez omezení	-	bez omezení	-	bez omezení	-

Tabulka 1: Výsledky měření pomocí systému Qualisys u probandů 1-5

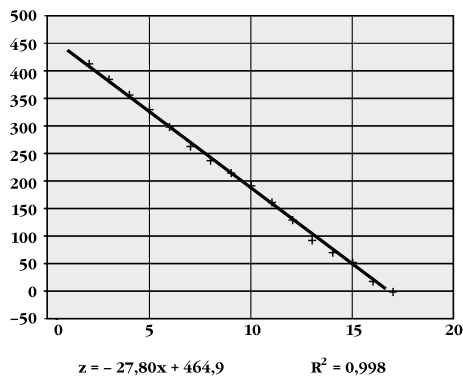
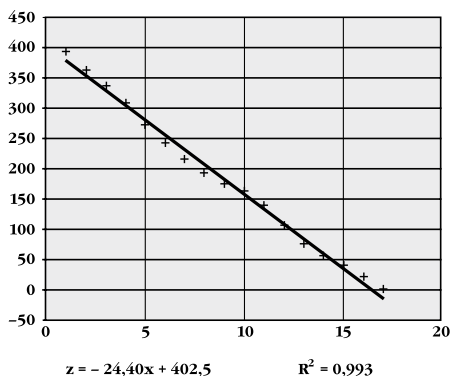
Legenda: + zvětšení rozsahu, - zmenšení rozsahu

Závěr

U 3 probandů, kteří měli na počátku omezen rozsah pohybu trupu do flexe, se cvičením tento rozsah zvýšil a snížil se naopak rozsah pohybu do extenze. U 1 probanda, jenž měl omezen rozsah pohybu trupu do extenze, tomu bylo přesně naopak. U posledního probanda došlo ke zvýšení rozsahu pohybu do flexe i extenze, tento proband neměl na počátku omezenou ani flexi ani extenzi trupu. Výsledek si může-
me vysvětlit takto:

Na základě cvičení došlo k častější aktivaci monosegmentálních extenzorů páteře (*mm. multifidí*), bránice, *m.transversus abdominis*, *mm.obliquii abdominis* a svalů pánevního dna a následně snížení hypertonu, případně zvýšené aktivace, polysegmentálních trupových svalů. Těmito polysegmentálními trupovými svaly byly v případě 3 probandů s omezeným rozsahem pohybu do flexe dlouhé extenzory trupu, probanda s opačným problémem to byly dlouhé flexory (**tabulka 1**).

V případě posledního probanda, došlo ke zvětšení rozsahu obou pohybů taktéž



Obr. 5: Vektory rozsahů pohybu jednotlivých obratlů a) před terapií, b) po terapii

v důsledku častější aktivace výše zmíněných svalů, u tohoto probanda jsou těmito polysegmentálními svaly jak extenzory, tak flexory trupu (**tabulka 1**).

2D analýza pohybu se tedy ukázala jako vhodná metoda pro detekci změn rozsahu a plynulosti zakřivení páteře. Zároveň se jedná o neinvazivní metodu, jejímž úskalím však je aplikace markerů na kůži, která se při změně polohy těla posouvá vůči kostním výběžkům.

Toto posunutí závisí na posunlivosti jednotlivých měkkých tkání (kůže, podkoží, fascie, sval, tuková vrstva) mezi markerem a kostním výběžkem vůči sobě [1]. Další chyby mohou vzniknout díky nesprávné aplikaci markerů, při snímání a zpracování dat.

Pohyblivost a zakřivení páteře je však třeba vnímat jako 3D problém. Pro náš experiment jsme se soustředili na sledování problému pouze v sagitální rovině a to proto, že jsme v této rovině očekávali nejmarkantnější změny. Tato část výzkumu má především charakter pilotní studie. Další studie budou zaměřeny právě proto na problém identifikace tvarových změn páteře jako odezvy na respirační intervenci v 3D konceptu, který bude zároveň citlivý na tvarové změny trupu ve vybraných regionech.

Literatura

1. CAPPOZZO, A., CATANI, F., LEARDINI, A., BENEDETTI, M.G., DELLA CROCE, U. Position and orientation in space of bones during movement: experimental artifacts. *Clinical Biomechanics*, 1996, vol. 2, no 11, pp. 90–100.
2. DOLANSKÁ, T. Vliv opakovaně prováděných dechových cvičení na tvar trupu a pohyblivost páteře, diplomová práce, 2008.
3. GITÁNANDA, S. Jóga krok za krokem, učebnice pro učitele a žáky. Přel. M. Mrnušítková. 2.

vyd. Olomouc : Nakladatelství Dobra & Fontána, 1999. 364 s. ISBN 80-86179-38-9.

4. KENDALL, F., P., MCCREARY, E., K. *Muscle Testing and Function with Posture and Pain*. 4. vyd. Baltimore : Lippincott Williams & Wilkins, 1993. 451 s. ISBN: 0-683-04576-8.

5. RICHARDSON, C., JULL, G., HODGES, P., HIDES, J. *Therapeutic Exercise for Spinal Segmental Stabilization in Low Back Pain : Scientific Basis and Clinical Approach*. 1. vyd. Churchill Livingstone, 1999. 196 s. ISBN 0 443 058024.

6. SHOBERTH, H. *Sitzhaltung, Sitzschaden, Sitzmobel*. Berlin: Springer Verlag, 1962.

ABSTRAKT – PERSPEKTIVNÍ KAZUISTICKÉ SDĚLENÍ

MOŽNOSTI KINEZIOTERAPIE U IDIOPATICKÉ SKOLIÓZY

Pallová I.

Centrum komplexní péče s.r.o., Na Vyhliídce 582,
Dobřichovice, Česká Republika
Rehabilitace, pediatrie, akupunktura,
Trávníčkova 37, Praha 5, Česká Republika
e-mail: Iveta.Pallova@seznam.cz

Souhrn

Idiopatická skolióza představuje nejen prostorovou deformaci páteře a trupu, ale i funkční a tvarové změny dalších částí pohybového aparátu, vnitřních orgánů, může být zdrojem bolesti nebo způsobit sociální a psychologické problémy v dětství i v dospělosti. Problematika skoliózy, diagnostika i terapie, je stále jedním z nejdiskutovanějších témat v oblasti pohybového ústrojí.

Klíčová slova: idiopatická skolióza, kinezioterapie

Úvod

Klinické, RTG, MRI, CT vyšetření nebo topografie jsou zdrojem řady informací o deformaci páteře i trupu, stále ovšem v diagnostice skolióz existuje řada omezení, díky nimž chybí komplexní pohled na deformaci např. absence prostorového hodnocení tvaru páteře, limitace četnosti RTG a CT vyšetření pro radiační zátěž apod. I tato omezení sťažují možnosti hodnocení účinků kinezioterapie (často viditelných pouhým okem), do které zasahuje řada faktorů, a která by měla být zaměřena na změnu tvaru i funkce nejen páteře.

Metody

Skoliózy jsou léčeny pomocí režimových opatření, korzetoterapií, elektrostimulací, v těžších případech připadá v úvahu operace. Nedílnou součástí léčby by měla být u menších i větších skolióz, dokonce nutně i po operacích kinezioterapie „lčba pohybem“. Často však je z různých důvodů opomenuta, nebo nevhodně zvolena.

Existuje řada metod, které jsou cílené na léčbu skolióz dětí i dospělých, např.:

- Metoda dle Lehnertové-Schrothové – Metoda léčení skolióz ve třech rovinách, pomocí blokové teorie je trup srovnáván zdola nahoru, korekce jsou stabilizované izometrickou kontrakcí. Součástí je asymetrické derotační dýchání, kontrola držení těla pomocí zrcadel a korekční podkládání (8).
- Metoda dle Niederhöfferové a Beckerové – Využití izometrické aktivace svalů na konkávní straně zakřivení k ovlivnění tvaru páteře (1).
- Princip dle Gochta a Gessnerové – Asymetrický trup je lčen asymetricky, nesmí se provádět žádná mobilizace páteře, pokud pacient nenosí korzet. Pacient má v korzetu co nejvíce sportovat, je využíván vytrvalostní trénink v korzetu pro zvětšení dechových pohybů. Korekční cviky představují posilování svalů na konvexní straně skoliózy, v hrudní páteři addukce a zevní rotace v rameni s depresí lopatky, v bederní oblasti vnitřní rotace, abdukce a extenze v kyčli (2).
- Klappovo lezení – Skelet dvojnožců není vývojově ještě plně stabilizován a přizpůsoben chůzi po dvou, základem terapie je horizontální poloha, „telegrafní drát mezi 2 sloupy“, která nevede k vychýlení do stran. Využívá se mimochodní a křížmochodní lezení, princip metody spočívá v propojení mobilizace, posilování, protahování a korekce (4).
- Přístup podle Karského – Vznik skoliózy je spojený s asymetrií zátěže dolních končetin, především s návykovým stojem na pravé dolní končetině. Cílem je eliminovat abdukční a flekční kontraktury kyčle, uvolnění kontraktur na konkavitě skoliózy, obnovení flexe páteře. Součástí je změna nevhodných návykových poloh během dne (3).
- Metody využívající pomůcky – theraband (př. Rood, Brügger, Smíšek), bradýlka (6), funkční tejp...
- Posturální terapie, prvky z vývojové lokomoce (Čápová, Švejcar), Vojtova metoda...



Obr. 1: 8 let, 37° dle Cobba v hrudní páteři, vpravo po týdnu intenzivní kinezioterapie

Výsledky

Ukázka výsledků cílené kinezioterapie prostřednictvím fotodokumentace (**Obr. 1, 2**).

Nesporný pozitivní efekt kinezioterapie na tvar páteře, ale např. i vitální kapacitu potvrdila řada studií např. (**5, 7, 9, 10**).



Obr. 2: 14 let, od 10 let korzet RTG 2008: T2 – 42°sin T9 – 44°dx – L2 vpravo po 3 týdnech kinezioterapie

Závěr

Neexistuje univerzální návod léčebného postupu, každý pacient se skoliózou vyžaduje individuální přístup. Při vhodně zvolené kinezioterapii a především při jejím pravidelném provádění motivovaným pacientem v kooperaci s rodiči, je možnost dosažení korekce tvaru, ale i funkce páteře. Zůstává problém uceleného objektivního hodnocení tvarových i funkčních změn.

Literatura

1. BECKER E.: Skoliosen- und Diskopathienbehandlung, Gustav Fischer Verlag, Stuttgart, 1977.
2. DIEFENBACH E.: Die krankengymnastische Behandlung bei Skoliose, Therapie nad dem Prinzip Gocht- Gessner, Gustav Fischer Verlag, Stuttgart, 1993.
3. KARSKI T.: Latest clinical observations connected with biomechanical etiology of the so called idiopathic scoliosis. Role of „Gait“ and „Standing“ in new classification. Locomotor System, vol. 15, no. 3+4, p. 184–194, 2008.
4. KLAPPB.: Das Klapp´sche Kriechverfahren, Georg Thieme Verlag Stuttgart, 1973.
5. OTMAN S., KOSE N., YAKUT Y.: The efficacy of Schroth s 3-dimensional exercise therapy in the treatment of adolescent idiopathic scoliosis in Turkey, Saudi Med J. 26(9), p. 1429–35, 2005.
6. PEDAN, A.: Autotrakčná – myokorekčná metóda. Eurorehab, 3, p.145-151, 1996.
7. RIGO M., REITER CH., WEISS H.-R.: Effect of conservative management on the prevalence of surgery in patiens with adolescent idiopathic scoliosis, Pediatric Rehabilitation, vol. 6, no. 3–4, p. 209–214, 2003.
8. SCHROTH-LEHNERT Ch.: Dreidimensionale Skoliosebehandlung – Atmungs-Orthopädie System Schroth, Urban und Fischer Verlag, München, 2000.

9. TOMASCHEWSKI R.: Die funktionelle Behandlung der beginnenden idiopathischen Skoliose [Dissertation B]. Halle an der Saale, 1992.

10. WEISS HR, WEISS G, PETERMANN F.: Incidence of curvature progression in idiopathic scoliosis patients treated with scoliosis in-patient rehabilitation (SIR): an age- and sex-matched controlled study, Pediatric Rehabilitation, vol. 6, no. 1, p. 23–30, 2003.

ABSTRAKT –

PERSPEKTIVNÍ PŮVODNÍ PRÁCE

METAKARPÁLNÍ KORTIKÁLNÍ INDEX U DĚTÍ VE VĚKU 6–16 LET

Bulant J.^{1, 2)}, Zemková D.^{1, 3)}, Mařík I.¹⁾

¹⁾ Ambulantní centrum pro vady pohybového aparátu s.r.o., Olšanská 7, 130 00 Praha 3

²⁾ Katedra fyziologie živočichů PřF UK, Viničná 7, Praha 2

³⁾ Pediatrická klinika FN Motol, V Úvalu 84, Praha 5

Klíčová slova: metakarpální kortikální index, MCI, hodnocení kostní hustoty, kostní věk, metoda TW20

Úvod

Metakarpální kortikální index (MCI či Barnett-Nordin index) spolu s mandibulárním kortikálním indexem jsou stále diskutované metody pro hodnocení obsahu minerálních látek kostry.

Kostní věk reprezentuje chronologický věk, ve kterém průměrný jedinec zkoumané populace dosahuje daného stupně zralosti. Stanovení kostního věku je v současnosti nej přesnější metodou určení biologického věku jedince s neukončeným růstem. Změny v osifikaci, ke kte-

rým dochází v období růstu jedince, se liší pouze časovým intervalem, kdy k nim dochází. Každé osifikační centrum prochází definovatelným počtem morfologických stadií, jejichž posouzení je základem pro určení stupně kostní zralosti.

Material a metodika

Soubor 2 370 RTG snímků levé ruky dětí ze 70. let 20. století byl pomocí lékařského skeneru s vysokým rozlišením převeden do digitální podoby. Zařízení zajišťuje vynikající reprodukci stupnice šedi. Do studie byl po ověření kvality zařazen soubor 1 002 chlapců a 1090 dívek ve věku 6–15 let, který byl rozdělen do věkových skupin v rozmezí 1 roku. MCI je definován jako rozdíl vnějšího průměru diafýzy a průměru kanálu diafýzy dělený vnějším průměrem diafýzy. Byl počítán z veličin měřených na druhém metakarpu, v jeho nejjužším místě diafýzy, obvykle proximálně od středu metakarpu.

Kostní věk byl stanoven na rentgenogramu levé ruky. Hodnotili se stupně zralosti na distální epifyze radia a ulny, prvním, třetím a pátém metakarpu, všech falang prvního, třetího a pátého prstu a sedmi karpálních kostí (os capitatum, hamatum, triquetrum, lunatum, scaphoideum, trapezium, trapezoideum). Výsledné číselné skóre bylo pomocí počítačového programu přepočítáno na kostní věk dle metod TW20, TW3/RUS a CARP (kompartiment ossa carpi). Soubor byl rozdělen dle kostního věku metodou TW20.

$$MCI = \frac{D_{out} - D_{inn}}{D_{out}}$$

D_{out} - vnější průměr diafýzy [mm]

D_{inn} - vnitřní průměr meduly diafýzy [mm]



Obr. RTG snímek levé ruky s D_{out} a D_{inn}

Výsledky

Z rentgenometricky zjištěných rozměrů D_{inn} a D_{out} byl vypočítán metakarpální kortikální index. Průměrné hodnoty stanovených rozměrů z RTG snímků a z nich vypočítaného MCI pro věkové kategorie 6–16 let u chlapců byly: vnější průměr diafýzy $6,97 \pm 0,80$ [mm], vnitřní průměr meduly diafýzy $3,13 \pm 0,59$ [mm], metakarpální kortikální index $0,55 \pm 0,07$ [mm]. U dívek byly zjištěny následující průměry: vnější průměr diafýzy $6,53 \pm 0,78$ [mm], vnitřní průměr meduly diafýzy $2,81 \pm 0,52$ [mm] a metakarpální kortikální index $0,56 \pm 0,07$ [mm].

Diskuse

Vzhledem k době pořízení snímků (70. léta 20. století) byla jako hlavní ukazatel a parametr stanovení biologického věku použita k té době nejpřesněji korelující metoda TW20.

Metakarpální kortikální index je znám od druhé poloviny 20. st. Své aplikace si však stále hledá a objevuje se jeho plauzibilitní predikční uplatnění. V současné době se začínají objevovat publikace, které hledají souvislosti mezi antropometrickým a denzitometrickým vyšetřením, ale i MCI. Analogicky ve stomatologii se hodnotí mandibulární kortikální index a zjišťují se souvislosti s kostní hustotou měřenou metodou DEXA v predilekčních lokalizacích skeletu (bederní páteř, proximální konce femurů, celotělová denzita).

Měření metakarpálního kortikálního indexu je velice snadné, rychlé a poskytuje jeden z dalších pacienta nezatěžujících způsobů hodnocení kvality skeletu.

Literatura

1. BULANT, J. (2009). Metakarpální kortikální index u dětí ve věku 6–16 let. Diplomová práce, Katedra antropologie a genetiky člověka, PřF UK v Praze.
2. ÇAKUR, B., SAHIN, A., DAGISTAN, S., ALTUN, O., CAGLAYAN, F., MILOGLU, Ö., A HARORLI, A. (2008). Dental Panoramic Radiography in the Diagnosis of Osteoporosis. *J Int Med Res*, 36: 792–799.
3. HOFF, M., HAUGEGERG, G., A KVIEN, T. K. (2007). Hand bone loss as an outcome measure in established rheumatoid arthritis: 2year observational study comparing cortical and total bone loss. *Arthritis Res Ther*, 9: R81.
4. PLATO, C. C., FOX, K. M., A TOBIN, J. D. (1994). Skeletal changes in human aging. In: Crews, D. E., a Garruto, R. M., ed. *Biological Anthropology and Aging*. New York: Oxford University Press. p. 272–300.
5. TANNER, J. M., WHITEHOUSE, R. H., CAMERON, N., a kol. (1983). Assessment of skeletal maturity and prediction of adult height (TW2 Method). London: Academic Press. p. 108.
6. TANNER, J. M., HEALY, M. J. R., GOLDSTEIN, H., A CAMERON, N. (2001). Assessment of skeletal maturity and prediction of adult height (TW3 method). London: WD Saunders.

ABSTRAKT –

PERSPEKTIVNÍ PŮVODNÍ PRÁCE

ŘEŠENÍ PERIARTIKULÁRNÍCH DEFORMIT V OBLASTI KOLENÍHO KLOUBU ČÁSTEČNOU EPIFYZEODÉZOU

Petrášová Š.¹⁾, 2, Zemková D.^{1, 2, 3)}, Myslivec R.²⁾, Mařík I.^{1, 2)}

¹⁾ Katedra antropologie a genetiky člověka PřF UK Praha, Viničná 7

²⁾ Ambulantní centrum pro vady pohybového aparátu, Olšanská 7, 130 00 Praha 3

³⁾ Pediatrická klinika FN Motol, V Úvalu 84, Praha 5

Souhrn

Príspevek shrnuje zkušenosti s predikcí zbytkového růstu a načasování epifyzeodézy u periartikulárních angulárních deformit. Částečná epifyzeodéza v oblasti kolenního kloubu byla provedena návrhem růstové chrupavky (technika podle Macnicola) v období před ukončením růstového spurtu. Zhodnoceno bylo 7 pacientů po skončení růstu. Některé výsledky jsou prezentovány na krátkých kazuistikách.

Klíčová slova: částečná epifyzeodéza, antropometrie, kostní věk, zbytkový růst, tibiofemorální úhel

Úvod

Genua valga a genua vara jsou častým nálezem u dětí s nadváhou (obezitou)

a dětí s kloubní hypermobilitou. I v dnešní době mohou být projevem frustní křivice z důvodu nedostatečné prevence (Vigantol se podává pouze kojencům, ojediněle i batolatům, v dalším růstovém období suplementace D vitaminem chybí).

Periartikulární angulární deformity dolních končetin patří k fenotypu mnohých kostních dysplazií, obzvláště se vyskytují u metafyzárních, spondylometafyzárních nebo spondylo-epi-metafyzárních dysplazií, u poruch mineralizace kostí (např. hypofosfatázie, hypofosfatemické křivice atd.) a mukopolysacharidóz.

Flekční kontraktury kolenního kloubu jsou diagnostikovány u dětských mozkových obrn, spiny bifidy, idiopatických neuromuskulárních a teratologických syndromů, u traumatických zranění nervu v oblasti kyčelního kloubu, popliteálního pterygiálního syndromu, Sticklerova syndromu aj.

Neonatální septická artritida nebo traumatické zranění epifyzární chrupavky a onkologická léčba (ozáření) jsou rovněž příčinami periartikulární angulární deformity a často i stejné délky dolních končetin.

Chirurgickou metodou léčebné volby deformit dolních končetin po ukončení růstu je korekční osteotomie. U dětí upřednostňujeme použití úplné nebo částečné epifyzeodézy v oblasti kolenního kloubu v období před ukončením růstového spurtu. Ve srovnání s korekční osteotomií je regulace růstu v oblasti kolene pomocí epifyzeodézy minimálně invazivní chirurgický zákrok.

Metodika a soubor pacientů

Správné načasování epifyzeodézy závisí na predikci zbytkového růstu. Rozhodující je zkušenost ortopeda a antropologa.

Nezbytné je dlouhodobé sledování růstového tempa dítěte (8, 11).

Predikční metody jsou založené na auxologické, radiologické a ortopedické literatuře. Použité metody jsou upravené podle našich zkušeností a výsledků z předešlých studií (4, 8, 11). Před rozhodnutím o chirurgické léčbě se stanovuje **kostní věk** metodou podle Greulich Pyle a Tanner Whitehouse. **Zbytkový růst** predikujeme podle Andersona, Greena a Messnera (1). K stanovení **varozity/valgosity** kolenního kloubu byly použity hodnoty tibiofemorálního úhlu (zjištěného antropometrickou metodou (3), speciální fotografickou metodou (4) a intermaleolární nebo intercondylární vzdáleností. Částečná epifyzeodéza (hemiepifyzeodéza) kolenního kloubu (ve frontální/sagitální rovině) byla provedena technikou návrtu růstové chrupavky podle Macnicola (6). U 7 pacientů byla provedena mediální nebo laterální epifyzeodéza z důvodů korekce deformity ve frontální rovině, ve 3 případech hemiepifyzeodéza distálního femuru řešila korekci flekční deformity v sagitální rovině.

Výsledky

Během dvou let po laterální nebo mediální epifyzeodéze se tibiofemorální úhel normalizoval do fyziologických hodnot u 6 ze 7 pacientů.

V posledních třech letech indikujeme ventrální hemiepifyzeodézu distální epifyzy femuru u flekčních kontraktur/deformit kolene doprovázejících např. popliteální pterygiální syndrom, dětskou mozkovou obrnu nebo některý z případů novorozeneckých osteomyelitid. První výsledky ventrálních epifyzeodéz jsou povzbuzující.

Srovnání predikovaného a zbytkového růstu po chirurgickém zákroku ukázalo,

že data vycházející z Pritchetta přeceňují zbytkový růst. U naší populace hodnoty zbytkového růstu podle Andersona, Greena a Massnera jsou přesnější pro predikci a načasování operačního řešení. Toto zjištění vedlo k zlepšení predikcí (11).

Diskuse

V druhé polovině minulého století se používala svorková metoda reverzibilní (dočasné) epifyzeodézy, která byla poprvé popsána Blauntem a Clarkem v roce 1949 (2). Nejčastěji je aplikována u idiopatických poruch dospívajících pacientů. S tímto postupem provedení epifyzeodézy nemáme vlastní zkušenosti. Migrace nebo zlomení svorky mohou ohrozit výsledek a mohou způsobit nutnost předčasného vyjmutí svorek. Svorky mohou rovněž způsobit předčasné epifyzární uzavření obzvláště v případech kdy je postižená fýza (např. u kostních dysplazií).

Jako nová metoda pro řízení růstové chrupavky se doporučuje epifyzeodéza využívající osmičkovou dlahu Orthofix (9, 10). Tento minimálně invazivní chirurgický zákrok je možné vykonávat ambulantně v celkové anestézii. Metoda je vhodná pro pacienty s kostními dysplaziemi a závažným postižením růstu dolních končetin, kde nejsme schopni spolehlivě predikovat zbytkový růst.

U dětí předškolního věku úspěšně léčíme osově deformity (valgozitu/varozitu) pomocí ortéz s ohybovým předpětím (7). Individuálně je indikována ortotická léčba v kombinaci s metodou povolení tractus iliotibialis (podle Karskeho a kol. (5)). Na základě predikce zbytkového růstu indikujeme epifyzeodézu v oblasti kolenního kloubu v období před ukončením růstového spurtu.

Závěr

V dnešní době používáme techniku úplné nebo částečné epifyzeodézy návrtem růstové chrupavky podle Macnicola (6) ve frontální nebo sagitální rovině. U ventrálních epifyzeodéz vyhodnocujeme první výsledky, které jsou povzbuzující.

Přesné zhodnocení kostního věku (podle Greulich-Pyle a Tanner-Whitehouse) a sexuální maturace je hlavním předpokladem pro správné načasování úplné nebo částečné epifyzeodézy. Správné načasování epifyzeodézy je nezbytnou podmínkou pro úspěšnou korekci periartikulárních deformit ve frontální i sagitální rovině. Částečná epifyzeodéza (hemiepifyzeodéza) je vhodnou operační metodou pro korekci angulárních deformit v oblasti kolenního kloubu ve srovnání s korekční osteotomií, protože minimálně invazivním chirurgickým zákrokem korigujeme periartikulární deformitu v biomechanicky optimální úrovni. Nadějně jsou předběžné výsledky ventrálních částečných epifyzeodéz, které řeší rebelující flekční kontraktury v oblasti kolenního kloubu u pacientů trpících dětskou mozkovou obrnou. Antropometrie je nezbytným nástrojem pro predikci zbytkového růstu dlouhých kostí dolních končetin, pro indikaci a načasování epifyzeodézy a pro zhodnocení průběhu a výsledků konzervativní nebo chirurgické léčby.

Literatura

1. ANDERSON M, GREEN W T, MESSNER M B. Growth and prediction of growth in the lower extremities. J Bone Joint Surg. 45A, 1963, p. 1-3
2. BLOUNT WP, CLARKE GR. Control of bone growth by epiphyseal stapling: a preili-

minary report. J Bone Joint Surg Am., 1949, 31, 464-478.

3. ČULÍK, J., MAŘÍK I. Nomogramy pro určování tibiofemorálního úhlu (pokroky ve výzkumu, diagnostice a terapii), Pohybové ústrojí. Praha. 2002, roč. 9, č. 3-4, s. 81-89.

4. DIRBÁKOVÁ S, PETRÁŠOVÁ Š, ZEMKOVÁ D, MAŘÍK I. Noninvasive methods of tibiofemoral angle assessment in clinical practice, Pohybové ústrojí, 15, 2008 Suppl, No. 1-2, p. 130-134.

5. KARSKI J, KALAKUCKI J, KARSKI T et al. The value of surgical release of the iliotibial band in treatment of idiopathic valgus deformity of the knee joint and habitual patella subluxation in children and adolescents. Pohybové ústrojí 14, 2007, No. 1-2, p. 87-93.

6. MACNICOL MF, PATTINSON R. Epiphyseodesis in the Management of Leg Length Discrepancy. Seminars in Orthopaedics (the Princess Margaret Rose Orthopaedic Hospital, Edinburgh), 7, 1992, No. 3, p. 201-206.

7. MARIK I, ČULÍK J, CERNÝ P, ZEMKOVÁ D, ZUBINA P, HYANKOVÁ E. New Limb Orthoses with High Bending Pre-Stressing. Orthopädie-Technik Quarterly, English edition III/2003, p. 7-12.

8. MAŘÍK I. Antropometrické metody využívané při objektivizaci proporcionality a nestejné délky končetin. In. Mařík I. Systémové, končetinové a kombinované vady skeletu: diagnostické, terapeutické a biomechanické aspekty, Pohybové ústrojí 7, 2000, No. 2-3, p. 81-215.

9. NOVAIS E, STEVENS PM. Hypophosphatemic Rickets: The Role of Hemiepiphysiodesis. J Pediatr Orthop, 26, 2006, No. 2, p. 238-244.

10. STEVENS PM, PEASE F. Hemiepiphysiodesis for Posttraumatic Tibial Valgus. J Pediatr Orthop, 26, 2006, No. 3, p. 385-392.

11. ZEMKOVÁ D, MAŘÍK I. Prediction of the leg shortening and indication of orthopedic treatment at children. Pohybové ústrojí, 14, 2007, No. 1-2, p. 147-156.

ABSTRAKT – PERSPEKTIVNÍ PŮVODNÍ PRÁCE

SIMULATION OF THE INFLUENCE OF DYNAMIC LOADING ON TREATMENT OF DISEASES RELATED TO BONE REMODELLING

Klika V., Maršík F., Mařík I.

Keywords: bone remodelling, dynamic loading, RANKL-RANK-OPG chain

Introduction

Remodelling of skeleton is a complex process performed by the coordinated activities of osteoblasts and osteoclasts. Osteoblasts originate from pluripotent mesenchymal stem cells, which also give rise to chondrocytes, muscle cells, adipocytes and stromal bone marrow cells and are the cells responsible for the synthesis of the bone matrix. Osteoclasts are derived from hemopoietic stem cells of the monocyte-macrophage lineage and are the only cells capable of resorbing mineralised bone. It is generally concluded the osteoclasts resorb bone during growth, modelling and remodelling. The interactions between osteoblasts and osteoclasts, which guarantee a proper balance between bone gain and loss, is known as coupling. The birth and death of osteoblasts and osteoclasts are controlled by local factors such as cytokines, growth factors and prostaglandins that are produced by skeletal and non-skeletal tissues. The effects of these factors can be mediated through autocrine, paracrine or even endocrine signal pathways, although factors produced by skeletal tissue and stored in bone may have more direct effects.

The stimulus for remodeling can come from internal factors (e.g., hormones, cytokines-growth factors) and external factors (e.g., physical activity and mechanical loading). It is widely accepted that physical activity benefits the musculoskeletal system but the mechanisms affecting bone mass and density that are set off by physical activity in general and mechanical loading in particular are still poorly understood. It appears that mechanical strain inhibits RANKL production and up-regulates OPG production in vitro. Hence, lack of mechanical strain during immobilisation (disuse) may favour an enhanced RANKL-to-OPG ratio leading to increase bone loss. Nowadays, it is believed that the static loading is not osteogenic. Instead, the dynamic loading plays the essential role of stimulating the bone remodelling process, which is supported by many experimental and clinical studies. Increasing age, declining levels of sex hormones, or calcium deficiencies produce an imbalance between resorption and formation resulting in bone loss. Physical activity through its mechanical effects on bone can mitigate this bone loss. Optimal mechanical stimuli differ between growing and mature bone, and mature bone is influenced by ageing or other systemic factors such as nutrition and hormones.

Methods

With the development of computer-aided strategies and based on the knowledge of bone geometry, applied forces, and elastic properties of the tissue, it may be possible to calculate the mechanical stress transfer inside the bone (Finite Elements analysis or FE analysis). The change of stresses is followed by a change in

internal bone density distribution. This allows formulate mathematical models that can be used to study functional adaptation quantitatively and furthermore, to create the bone density distribution patterns. Such mathematical models have been built in the past. Since they calculate just mechanical transmission inside the bone and not considering cell-biologic factors of bone physiology, they just partially correspond to the reality seen in living organisms. Basically, there are essentially two groups of models for bone remodelling. One assumes that the mechanical loading is the dominant effect, almost to the exclusion of other factors, and treatment of biochemical effects are included in parameter with little physical interpretation. The results or predictions of these models yield the correct density distribution patterns in physiological cases. However, they have a limited ability to simulate disease. The second group, the biochemical models, consider control mechanisms of bone adaptation in great detail, but with limited possibilities for including mechanical effects that are known to be essential.

We realize that biochemical reactions are initiated and influenced primarily by genetic effects and then by external biomechanical effects (stress changes). Our thermodynamic model enables to combine biological and biomechanical factors. Such a model may also reflect changes in remodelling behaviour resulting from pathological changes to the bone metabolism or from hip joint replacement. However, it is a model and thus it is a great simplification of the complex process of bone remodelling. In this talk, a more detailed description of biochemical control mechanisms will be added to the mentioned model which in turn leads

to possibility to study several concrete bone related diseases using this model.

RANKL-RANK-OPG pathway mediates many of the above mentioned biochemical factors. Moreover, RANKL levels also reflect microcrack density. Hence, it is essential to incorporate this pathway into our model. The connection will be enabled through the amount RANKL-RANK bonds that are one of the components of the developed model, noted as RR. Kinetics of RANKL-RANK-OPG pathway was added which enables us to add other biochemical factors that are actually translated through this pathway as NO, estradiol.

Results

We may now simulate the response of bone remodelling to changing environment, both mechanical and biochemical. Similarly, as was described in our previous work, density distribution patterns may be obtained using FEM. The results from the previous section will be used.

Example – menopause: During menopause, a decline in estradiol levels occur. In some women, the decrease is very dramatic (a drop below 5 pg/ml is observed, whereas a standard serum level is 40–60 pg/ml) while in some not (serum level remains above 20 pg/ml). Further it was observed that, together with estradiol, there is a decline in nitric oxide levels. An example of a woman who is physically active (correct mechanical stimuli on regular daily basis, i.e. approximately 20000 steps per day) but in a consequence of menopause has decreased serum levels of estradiol will be shown. The presented model predicts a decrease of 8% in bone tissue density, which does not seem to be osteoporosis yet. This may be because menopause is accompanied by

more effects than these two mentioned (as the mentioned decrease in NO) and also most probably because they are less physically active (may be caused by pain). If we combine the 8% decrease caused by menopause alone with another 9% decline (not yet published results) caused by improper loading, we get a significant drop by almost 20% in the overall bone density of the femur, which can be considered as osteoporotic state. One possible treatment of bone loss connected with menopause is treated with hormone therapy (HRT). Simulation of such a treatment that increased estradiol serum levels to 20 pg/ml will be shown. Again, the importance of mechanical stimulation shown when increased physical activity (running 30 minutes every other day) increases bone density in similar fashion as HRT treatment. And best results are reached when both effects are combined and even the original bone tissue density can be restored.

References

1. BEAUPRÉ, G. S., ORR, T. E. and CARTER, D. R. (1990). An approach for time-dependent bone modeling and remodeling-application: a preliminary remodeling simulation, *Journal of Orthopaedic Research* 8: 662–670.
2. CARTER, D. R. (1987). Mechanical loading history and skeletal biology, *Journal of Biomechanics* 20: 1095–1109.
3. DOBLARÉ, M. AND GARCÍA, J. M. (2002). Anisotropic bone remodelling model based on a continuum damage-repair theory, *Journal of Biomechanics* 35(1): 1–17.
4. HUISKES, R., WEINANS, H., GROOTEN-BOER, H., DALSTRA, M., FUDALA, B. and SLOOFF, T. (1987). Adaptive bone-remodeling theory applied to prosthetic-design analysis,

Journal of Biomechanics 20(11): 1135–1150.
doi:10.1016/0021-9290(87)90030-3.

5. KLIKA, V. AND MARŠÍK, F. (2009a). Coupling effect between mechanical loading and chemical reactions, Journal of Physical Chemistry B 113: 14689–14697.

6. KLIKA, V., MARŠÍK, F., AND MAŘÍK, I. February 2010. Dynamic Modelling. IN-TECH, Vienna, Ch. 15 Influencing the Effect of Treatment of Disease Related to Bone Remodelling by Dynamic Loading, ISBN 978-953-307-045-2, [online] <http://www.intechweb.org>.

7. KOMAROVA, S. V., SMITH, R. J., DIXON, S. J., SIMS, S. M. AND WAHLB, L. M. (2003). Mathematical model predicts a critical role for osteoclast autocrine regulation in the control of bone remodeling, Bone 33: 206–215.

8. LEMAIRE, V., TOBIN, F., GRELLER, L., CHO, C. AND SUVA, L. (2004). Modeling the interactions between osteoblast and osteoclast activities in bone remodeling., Journal of Theoretical Biology (229): 293–309.

9. MANOLAGAS, S. C. (2000). Birth and death of bone cells: Basic regulatory mechanisms and implications for the pathogenesis and treatment of osteoporosis., Endocr Rev 21(2): 115–137.

10. MÜLLER, R. (2005). Long-term prediction of three-dimensional bone architecture in simulationsof pre-, peri- and post-menopausal microstructural bone remodeling, Osteoporosis International 16: S25–S35.

14. RODAN, G. A. AND MARTIN, T. J. (1981). Role of osteoblasts in hormonal control of bone resorption – a hypothesis., Calc Tissue Int 33(4): 349–351.

12. RUCKER, D., HANLEY, D. AND ZERNICKE, R. (2002). Response of bone to exercise and aging., Locomotor System 9(1+2): 6–22.

13. RUIJERMAN, R. et al. (2005). A theoretical framework for strain-related trabecular bone maintenance and adaptation., Journal of Biomechanics (38): 931–941.

14. TURNER, C. H., ANNE, V. and PIDAPARTI, R. M. V. (1997). A uniform strain criterion for trabecular bone adaptation: Do continuum-level strain gradients drive adaptation?, Journal of Biomechanics 30(6): 555–563.

15. VAN'T HOF, R. J. and RALSTON, S. H. (2001). Nitric oxide and bone, Immunology 103: 255–261.

16. WEINANS, H., HUISKES, R. and GROOTENBOER, H. (1992). The behaviour of adaptive bone remodeling simulation models., Journal of Biomechanics (25): 1425–1441.

ROZŠÍŘENÝ ABSTRAKT – PERSPEKTIVNÍ PŮVODNÍ PRÁCE

BIOMECHANICKÉ, BIOCHEMICKÉ A BIOLOGICKÉ PODMÍNKY VZNIKU NOVÉ ARTIKULÁRNÍ CHRUPAVKY

BIOMECHANICAL, BIOCHEMICAL AND BIOLOGICAL CONDITIONS INICIATING THE NEW ARTICULAR CARTILAGE

Petrtyl M.¹⁾, Kruliš Z.²⁾, Bastl Z.³⁾, Šenolt L.⁴⁾, Horák Z.²⁾, Hulejová H.⁴⁾, Povýšil C.⁵⁾, Černý P.⁶⁾, Lišková M.⁴⁾, Danešová J.¹⁾, Lísál J.¹⁾

1) ČVUT v Praze, FSv, katedra mechaniky,

Laboratoř biomechaniky a biomateriálového
inženýrství, Praha

2) Ústav makromolekulární chemie AV ČR, Praha

3) Ústav fyzikální chemie akademika Jaroslava
Heyrovského, AV ČR, Praha

4) Revmatologický ústav, Praha

5) Ústav patologie, I. LF UK, Praha

6) Ortotika s.r.o., Praha

Souhrn

Implantace biomateriálů reprezentuje rozsáhlé spektrum aplikací při náhradách anatomických komponent (kostí, chrupavek, cév atp.) za cílem zajistit dříve ztracené funkce. Presentovaná práce je zaměřena na klinicky ověřené podmínky novotvorby artikulární chrupavky a kostní tkáně v okolí implantátu. Počáteční biomechanická stabilita aplikovaných syntetických materiálů v léčené lokalitě, počáteční integrita COC-blend materiálu nahrazujícího subchondrální kost a vertikální poloha dvoukomponentní náhrady v lokalitě osteochondrálního defektu mají fundamentální vliv na regeneraci chrupavky. Tyto aspekty, spolu s biochemickými a biofyzikálními podmínkami, ovlivňují také kvalitu nové subchondrální kosti.

Klíčová slova: artikulární chrupavka, biomechanika, biochemie, biokondukce, implantáty, hydrogel

Summary

Implanted biomaterials represent rapidly increasing treatment modalities for replacement of anatomical structures like bones, cartilage and for restoring lost body function. Optimal biomechanical and biological functioning of implanted materials is of utmost importance for the outcome of such treatments, especially in the fields of orthopedic surgery. The aim of this work is to present state-of-the-art knowledge of the both creation of new articular cartilage and fundamental conditions initiating the chondrogenesis. The *initial biomechanical stability* of applied biomaterials in treated tissue locality, the *initial integrity of biomaterials* substituting the subchon-

dral bone, the *initial bearing capacity* and the *vertical position* of replacements have a mayor influence in the regeneration of new articular cartilage. These aspects are essentials for a prosperous treatment of osteochondral defects.

Keywords: articular cartilage, biomechanics, biochemics, bioconduction, replacements, hydrogel

Úvod

Implantování biomateriálů nahrazujících živou tkáň nebo vytvářejících skefold pro tvorbu nové tkáně nalezlo, s rozvojem nových poznatků ve tkáňovém inženýrství, v biomateriálovém inženýrství, v biomechanice, v biochemii a v molekulární biologii, rozsáhlá klinická uplatnění. Při hledání náhrad tkání je fundamentálním požadavkem zkvalitnění interakcí mezi implantátem a tkání. V současné době jsou základní požadavky na vhodný biomateriál a na jeho interakce se tkání charakterizovány biokompatibilitou, biokonduktivitou, biotolerancí a z biomechanického hlediska únosností a trvalou stabilitou náhrad. Mechanické vlastnosti implantátů by měly být blízké biomechanickým vlastnostem tkáně (tzn. podle druhu tkáně by měly být elastické, viskoelastické, hyperelastické, viskohyperelastické atp.). Splnit tento požadavek vzhledem k nebiologické podstatě aplikovaných implantátů je velmi nesnadné. Korektní odpovědi na otázky *jaké mají mít syntetické biomateriály vlastnosti a jaké by měly být jejich povrchy*, ve vztahu k optimální odezvě okolní živé tkáně na cizorodý materiál, neexistují nebo nejsou dosud plně využívány. Důvodem je extrémní složitost, která je způsobena *velkou komplexností živých struktur a rozsáhlou variabilitou*



Obr. 1: Dvoudílná náhrada subchondrální kosti a artikulární chrupavky v lokalitě osteochondrálního defektu. Proximální transparentní komponenta je vytvořena z hydrogelu, distální komponenta z cykloolefin-blendu.

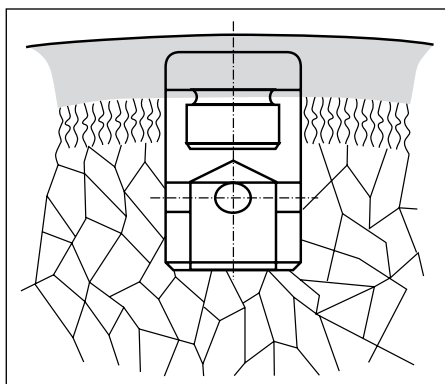
odezev (reakcí) tkání na cizorodý materiál. Složitost je navržena odlišnými metabolickými odezvami tkání, které nejsou okamžité, ale probíhají v nestejných časových etapách a podléhají rozsáhlým variacím vlivů. Neméně komplikované jsou nelineární vlastnosti tkání. Zatím se nedaří vyrobit dokonalý (tj. geneticky identický) „syntetický“ biomateriál, který by byl svými vlastnostmi a chováním zcela ekvivalentní adekvátnímu živému materiálu. V těchto souvislostech se pozastavme jen u některých příkladech variací zcela odlišných vlivů:

- a) Je všeobecně známé, že *povrchová energie implantovaného biomateriálu má vliv na adhezi buněk*. Avšak již nevelká změna této energie ovlivní jejich adsorpci a rozsah kolonizace povrchů. Buňky se poté mohou odlišně diferencovat.
- b) *Redukce nasycení hydrogelů vodou mohou v artikulární chrupavce nepříznivě iniciovat zánětlivé procesy*. Narušení rovnováhy obsahu vody v artikulární chrupavce vede k zánětům a ke strukturálním poruchám.

- c) *Povrchová topografie implantátů ovlivňuje vlastnosti buněk*. Změny velikosti pórů na mikrourovni/mezourovni mohou narušit u kostních náhrad procesy osteogeneze.
- d) Jiným příkladem nežádoucí variability je *cytotoxicita v důsledku degradace použitých polymerů a vznik částic, které ovlivňují vznik a aktivity makrofágů*.

Z hlediska velké variability odezev živých tkání na umělé náhrady je v této práci pozornost zaměřena na základní podmínky pro tvorbu kostní tkáně a artikulární chrupavky v diskretních lokalitách osteochondrálních defektů, které přispěly ke vzniku nové artikulární chrupavky.

Soudobé metody léčení osteochondrálních defektů artikulární chrupavky nedávají vždy a zcela uspokojivé výsledky. Zřídka se dosahuje vzniku plně hodnotné kvalitní chrupavky, adekvátní svými vlastnostmi a strukturami původní zdravé tkáni. Regenerační a rekonstrukční procesy



Obr. 2: Dvoukomponentní implantát v místě osteochondrálního defektu. Proximální komponenta je tvořena hydrogelem a distální komponenta cykloolefin-blendem.

v artikulární chrupavce jsou velmi pomalé a způsoby akcelerace chondrogenese jsou předmětem dlouhodobého bádání.

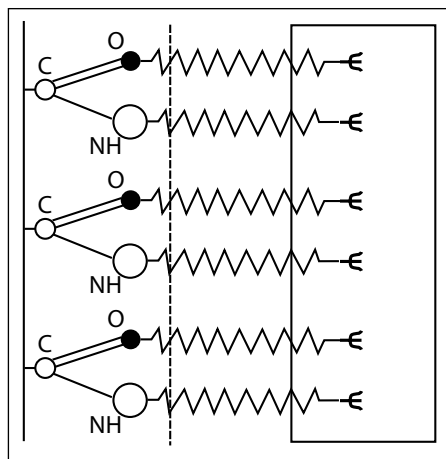
Cílem našeho projektu bylo navrhnout, vyvinout a klinicky na zvířatech verifikovat aplikaci hybridního dvoukomponentního implantátu, který v defektních lokalitách nejenom nahrazuje porušenou tkáň chrupavky a subchondrální kosti, ale i vytváří únosné prostředí (základ) pro **vznik nové tkáně – artikulární chrupavky**.

Distální komponenta implantátu (určená do subchondrální a spongiózní kosti) je tvořena polymerem-cykloolefin-blendem, proximální komponenta hydrogelem -poly-(2-hydroxyethylmethacrylatem), **obr. 1, obr. 2.**

Rozhraní distální polymerové komponenty s kostní tkání

Úspěšná a dlouhodobá stabilita implantovaného biomateriálu v kostní tkáni je velmi závislá na osteokonduktivitě živé tkáně s implantátem. Struktura povrchu náhrady, plasmatická modifikace jeho povrchu, morfologie povrchu, chemické a biomechanické vlastnosti implantátu ovlivňují tvorbu pojivové tkáně a její vlastnosti v rozhraní živé a neživé hmoty. Povrchová mikrostruktura také velmi ovlivňuje distribuce napětí a přetvoření v implantátu a v pojivové tkáni.

Buňky jsou velmi citlivé na mikrotopografii povrchu aplikovaného COC-blend-implantátu a využívají morfologii povrchu pro migraci a pro orientaci. Vzdálenosti buněk od povrchu aplikovaného COC-blendu ovlivňují kvalitu osteokondukce/fibrokondukce s COC-blend polymerem. **Póry použitého COC-blendu byly vytvořeny novou technologií o předem definovaných velikostech cca 1–5 μm .** Tyto

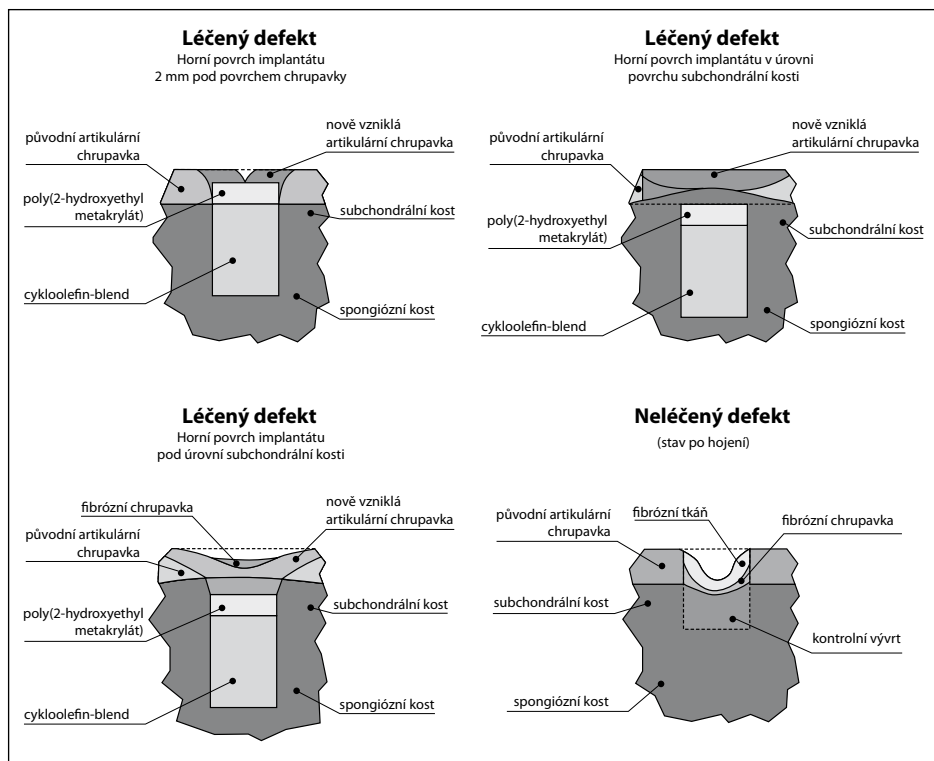


Obr. 3: Schéma rozhraní COC-blendu a kolagenové kapsle. Povrch polymeru byl modifikován atomy dusíku a kyslíku pro vytvoření funkčních skupin..

velikosti jsou blízké materiálům s optimální drsností povrchu o velikostech 1–1,5 μm , ověřovaných a popsanych Wennerbergem a kol. Také von Recum a van Kooten popsali kvalitní kontakt tkání s povrchem implantátu o velikosti pórů 1–3 μm .

Důležitou podmínkou pro vytvoření biologicky a mechanicky stabilního prostředí je stabilita proteinů v rozhraní mezi implantátem a tkání. K této stabilitě musí vždy přispět vhodný povrch umělé náhrady a optimální velikosti pórů 1–5 μm . Na stabilních proteinech je poté třeba imobilizovat bioligandy. Z těchto důvodů bylo nutné provést povrchovou modifikaci implantátu ke zkvalitnění konzistence materiálu a k jeho funkčnosti, **obr. 3.**

Polymerové CPC-blend náhrady byly povrchově modifikované v mikrovlnném nízkotlakém plasmatu. Cílem plasmatické modifikace bylo vytvořit na povrchu implantátu funkční skupiny, které přispějí



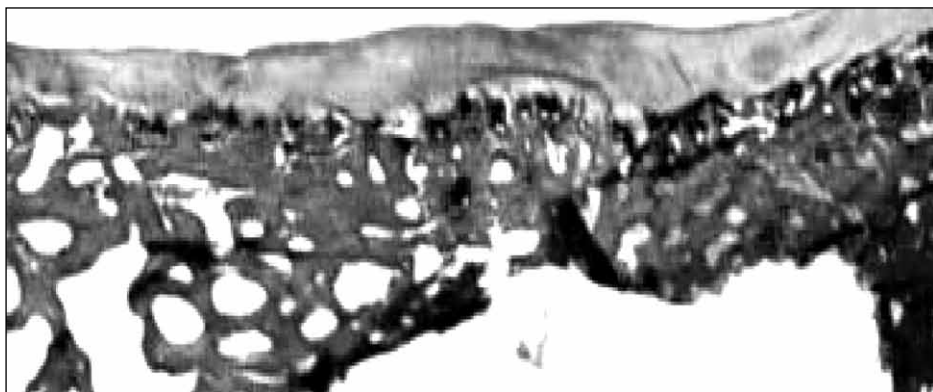
Obr. 4: Vliv vertikální polohy implantátů na chodrogenezi a vznik kvalitní artikulární chrupavky.

ke vzniku ligandů. Ke zjištění hloubkové distribuce funkčních skupin obsahujících kyslík a dusík byla použita úhlově rozlišená rentgenoelektronová spektroskopie (ARXPS). Koncentrační profil kyslíku byl 2x hlubší než profil dusíku. Po plasmatické modifikaci došlo k postupné reorientaci povrchových polárních skupin, které bylo možné potlačit jejich interakcí s hydrofilním prostředím nebo k navázání jiných molekul.

Rozhraní proximální hydrogelové komponenty s chrupavkou

Vznik nové artikulární chrupavky byl podmíněn:

1. použitím hydrogelového skefoldsu a vznikem mezilehlého subchondrálního kostního skefoldsu;
2. použitím chitosanu;
3. použitím růstových hormonů (TGF- β);
4. optimální hloubkou osazení temene implantátu;
5. zajištěním počáteční únosnosti dvoukomponentní osteochondrální náhrady.



Obr. 5: Vznik artikulární chrupavky uložené na kostním skefolds, který je vázán k temeni implantátu. Aplikovaný gel s chitosanem imobilizovaly proteinové gradienty a přispěly k osteogenezi kostní tkáně

Se zřetelem k zajištění těchto podmínek bylo nutné nalézt odpovědi na následující otázky:

1. Proč byl použit hydrogelový skefold?

Hydrogelový základ má přibližně stejné biomechanické vlastnosti jako má okolní artikulární chrupavka. Pro vznik kvalitní artikulární chrupavky je třeba zajistit již na začátku léčení únosný a stabilní podklad, tj. aplikovat distální komponenty COC-blendu. Tato počáteční stabilita distální COC-blend komponenty velmi významně podmiňuje a ovlivňuje nejenom procesy chondrogenese, ale i osteogeneze. Pro diferenciaci buněk sehrávají důležitou roli vlastnosti používaného biomateriálu.

Hydrogely poskytují biologicky vhodný podklad pro adheenci buněčných populací a jejich proliferaci. Chování buněk je velmi závislé na druhu implantovaného biomateriálu *in vivo*, který ovlivňuje chondro/osteokondukci.

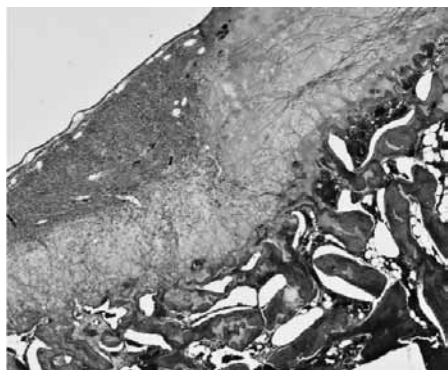
2. Proč je vhodné použít chitosan?

Chitosan je derivát chitinu a je zařazen mezi amino-polysacharidy. Jeho aplikace na povrchu hydrogelu zkvalitňuje osteogenní diferenciaci buněk a vede ke vzniku subchondrální kostní tkáně. **Aplikace chitosanu přispívá ke vzniku přirozeného kostního skefolds nad stabilizačním hydrogelm umělé náhrady.**

3. Proč je vhodné aplikovat růstové hormony?

Růstové faktory (GFs) vytvářejí predominantní kategorii **mezibuněčných signálních molekul.**

Růstové faktory (TGF- β) mají schopnost interreagovat se specifickými receptory buněk na jejich povrchu. Mají vliv na dynamiku cytoskeletonu a aktivované receptory ovlivňují genovou aktivitu. GFs mají schopnost ovlivňovat proliferaci buněk, jejich diferenciaci a nebo obojí současně. Integrinové receptory reprezentují mechanismy „osteoblast – ECM interakce“, které řídí buněčnou morfologii, proliferaci a dife-



Obr. 6: Vznik fibrózní chrupavky (tmavší horní, levá oblast), artikulární chrupavky (světlejší střední vrstva) a subchondrální kosti nad temenem implantátu. Vpravo dole je patrný světlý okraj horní komponenty implantátu. Střední světlejší vrstva artikulární chrupavky a povrch fibrózní chrupavky má konvexní průběh (v soulase s **obr. 4**, vlevo dole)..

renciaci. Vliv GFs velmi závisí na jejich koncentraci, na typu buněk a na stupni jejich vývoje. **TGF- β řídí formaci kosti nad temenem hydrogelového implantátu.**

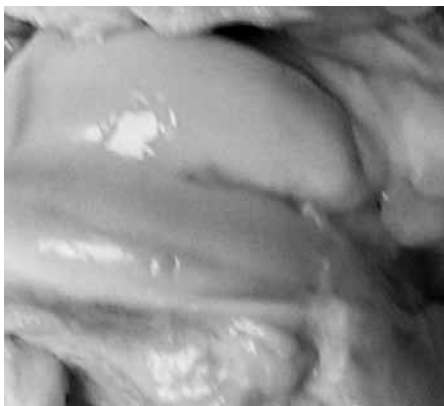
4. Proč je nutné zohlednit počáteční únosnost a stabilitu tkáně nebo použitého biomateriálu pod tide-liníí?

Počáteční stabilita a únosnost implantovaného materiálu v subchondrální kosti ovlivňuje počáteční diferenciaci krevních kmenových buněk a vznik preosteoblastů, prechondroblastů a prefibroblastů. V nestabilních podmínkách je osteochondrální defekt léčen vznikem fibrózní chrupavky s nerovným konvexním (lavorovitým) povrchem (obr. 4**, **obr. 6**). Ve stabilních podmínkách, v závislosti na hloubce uložení náhrady, **vzniká povrch rovný nebo je mírně konkávní****

a spojitě propojený s okolní zdravou artikulární chrupavkou (obr. 4**, **obr. 5**, **obr. 7**).**

Závěry

- 1) Hydrogely přispívají ke chodrokondukcí/osteokondukcí příslušné pojivové tkáně. Z biomechanického pohledu také vytváří velmi stabilní materiál z hlediska chondrogeneze a osteogeneze. Aplikace chitinu přispívá ke vzniku přirozeného kostního skefolds nad stabilizačním hydrogelem umělé náhrady.
- 2) Hydrogelové mikroprostředí přispívá k adhezi buněk a k využívání jejich vlastností.
- 3) Buněčné vlastnosti jsou závislé na komplexu mikroprostředí in vivo.
- 4) Chování buněk je řízeno: tvarem a osazením buňky na povrch implantátu, tuhostí okolní matrice, topografií a rozsahem podkladu.
- 5) Kovalentní vazby přispívají k biochemické a k biomechanické stabilitě pojivové tkáně s implantátem.



Obr. 7: Vznik artikulární chrupavky ve dvou lokalitách tibie po 6 měsících po operaci..

- 6) TGF- β zahrnují kostní morfogenetické proteiny (BMP), řídí formaci kosti, její morfogenezi a údržbu.
- 7) Druh diferencovaných buněk je velmi závislý na biomechanické stabilitě použitého biomateriálu a na jeho vlastnostech.
- 8) Porézní povrch COC-blend materiálu s pórovitostí 1–5 μm přispěl ke zkvalitnění uchycení dolní komponenty implantátu v subchondrální a ve spongiózní kosti. Implantát vhodnou povrchovou topografií (pórovitostí) zkvalitňuje nově vznikající kostní tkáň v jeho v okolí.

Poděkování

Presentovaná práce vznikla za podpory VZ č. MŠM 6840770012 a grantu GAČR č. 106/06/0761

References

1. PETER, S.L. et al., Concepts in tissue engineering, J. Biomed. Mater. Res., 43, 422, 1998
2. HUTMACHER, D.W., Scaffolds in tissue engineering bone and cartilage, Biomaterials, 21, 2529, 2000
3. ISRAELACHVILI, J.N., Intermolecular and Surface Forces, 2nd edition, Academic Press, London, 1992
4. PIERSCHBACHER, M.B., Cell attachment activity of fibronectin can be duplicated by small synthetic fragment of the molecule, Nature, 309, 5963, 1984
5. BRUNETTE, D.M., The effects of implant surface topography on the behaviour of cells, Int. J. Oral maxillofac. Implants, 3, 231, 1968
6. WENNEBERG, A. et al., A histomorphometric and removal torque study of screw-shaped titanium implants with different surface topographies, Clin. Oral Implants Res., 6, 24, 1995
7. PETRTÝL, M., ŠENOLT, L., HULEJOVÁ, H., ČERNÝ, P., KRULIŠ, Z., BASTL, Z., DANEŠOVÁ, J., HORÁK, Z., Treatment of osteoarthritis by hybrid polymer replacement, Proc.: 6th Int. Workshop for Musculoskeletal and Neuronal Interactions, ISMNI, Kardinal Schulte Haus, Bergisch Gladbach, Cologne, Germany, 2008
8. FORTELNÝ, I., LAPČÍKOVÁ, M., LEDNICKÝ, F., STARÝ, Z., KRULIŠ, Z., Neuniformity of phase structure in immiscible polymer blends, Polymer Eng. and Science, pp. 564–571, 2008
9. ČERNÝ, P., PETRTÝL, M., Totální náhrady chrupavky a subchondrální kosti, Úřad průmyslového vlastnictví ČR, přihláška vynálezu č. 2007-283
10. STUP, S.I., et al., Self-assembly of organic nano-objects into functional materials, Mater. Res., Sci. Bull., 5, 42, 2000
11. KARS DAL, M.A. et al., MMP-dependent activation of latent TGF- β controls the conversion of osteoblasts into osteocytes by blocking osteoblast apoptosis, J. Biol. Chem., 277, 44061, 2002
12. EBARA, S. and NAKAYAMA, K., Mechanism for the action of bone morphogenetic proteins and regulation of their activity, Spine, 27, 10, 2002
13. WEISS, S. et al., Systematic regulation of distraction osteogenesis: a cascade of biochemical factors, J. Bone Miner. Res., 17, 1280, 2002
14. PULEO, D.A. and Nanci, A., Understanding and controlling the bone-implant interface, Biomaterials, 20, 2311, 1999
15. COOK, S.D. et al., The effect of demineralized bone matrix gel on bone ingrowth and fixation of porous implants, J. Arthroplasty, 17, 402, 2002
16. IRVINE, D.J. et al., Simulations of cell-surface integrin binding to nanoscale-clustered adhesion ligands, Biophys. J., 82, 120, 2002
17. PETRTÝL, M., DANEŠOVÁ, J., Hyperelastic deformations of articular hyaline cartilage during the extension and flexion, Polybové ústrojí, 15, 1-2, 157–161, 2008

16. BASTL, Z., Fotoelektronová spektroskopie ve třetím tisíciletí, Chemické listy, v tisku

18. BASTL Z. et al., Surface modification of COC-LLDPE copolymer blends, Journal of Colloid and Interface Science, printed

19. LIŠKOVÁ M., HULEJOVÁ H., PETRŤÝL, M., BASTL, Z., KRULIŠ, Z., HORÁK, Z., VEIGL, D., ŠENOLT, L., Vliv modifikace implantátu na náhrady osteochondrálních defektů na genovou expresi chondrocytů, v tisku

20. HULEJOVÁ H., ŠENOLT, L., POLANSKÁ M., PETRŤÝL, M., BASTL, Z., KRULIŠ Z., HORÁK, Z., VII. Slapské symposium 24.-26.5.2007, Česká Revmatol., Suppl. 3:169, 2007

21. FORTELNÝ, I., LAPČÍKOVÁ M., LEDNICKÝ, F., KRULIŠ, Z., STARÝ, Z., Non-uniformity of phase structure in immiscible polymer blends, Pol.Eng.Sci., 48, 564-571, 2008

Adresa autora:

Prof. Ing. Miroslav PetrŤyl, DrSc.

ČVUT v Praze, Fakulta stavební,

Katedra mechaniky, Laboratoř biomechaniky a biomateriálového inženýrství

Thákurova 7, 166 29 Praha 6

e-mail: petrtyl@fsv.cvut.cz

ABSTRAKT

SIMULACE PÁDU ČLOVĚKA

HUMAN DOWNFALL

Čulík J.

ČVUT Praha, fakulta biomechanického inženýrství

Práce publikována v PÚ 1+2/2010 na straně 60.

ABSTRAKT

PŘÍSPĚVEK K BIOMECHANICKÉMU HODNOCENÍ TŘESENÍ DÍTĚTE-SHAKEN BABY SYNDROME

AN ARTICLE ABOUT BIOMECHANICAL CLASSIFICATION OF SHAKEN BABY SYNDROME

Straus J.

Katedra kriminalistiky policejní akademie

ČR v Praze

Práce publikována v PÚ 1+2/2010 na straně 68.

Úvod

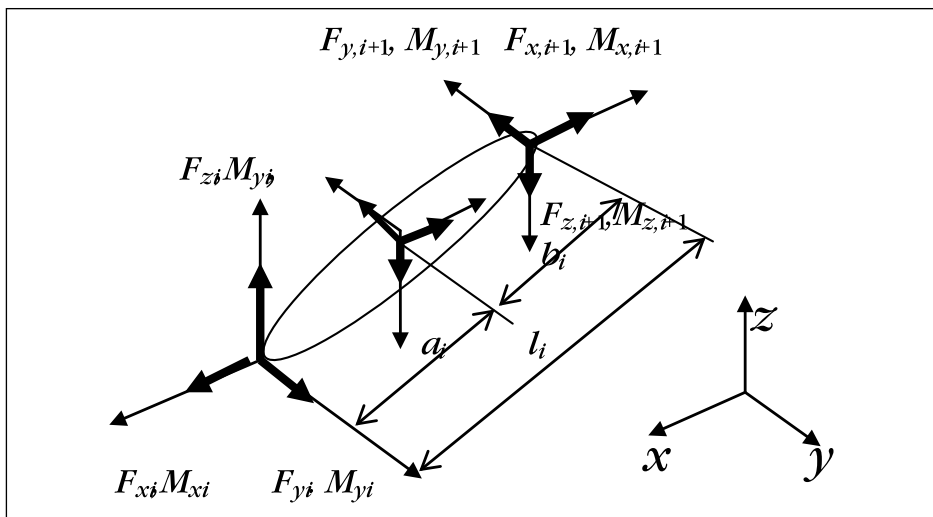
Kloubní implantát je obvykle navrhu-
ván na zatížení u stojícího člověka, což není
zatížení extrémní. Cílem článku je pomocí
simulace určit extrémní síly a momenty
v kloubech při pádu člověka. Tělo figu-
ranta bylo rozděleno do 9 částí - trup,
levé a pravé lýtko, stehno paže a předloktí.
Pohyb figuranta byl sledován kamerovým
systémem Lukotronic MCU 200 a výsled-
kem byly prostorové souřadnice sledova-
ných značek na kloubech figuranta během
jeho pádu.

Metoda

Z pozice značek byly počítány jejich
zrychlení a dále posuvné a úhlové zrychle-
ní částí těla figuranta. Podmínky rovnováhy
podle d'Alembertova principu části těla
jsou (viz **obr. 1**)

$$\vec{F}_i - \vec{F}_{i+1} - \vec{a}_i m_i = \vec{0}.$$

Setrvačné momenty částí těla byly
určeny k rovinám lýtko a stehna resp. paže



Obr. 1: Část těla člověka se setrvačnými a koncovými silami a momenty.

a předloktí a rovinám kolmým, daných vektory normál $\vec{r}_1, \vec{r}_2$ získaných vektorovým násobením. Moment setrvačnosti je

$$\vec{M}_i^* = I_1 \varepsilon_i \vec{r}_1 + I_2 \varepsilon_2 \vec{r}_2, \quad (1)$$

$$\text{kde } \varepsilon_1 = \vec{\varepsilon} \cdot \vec{r}_1, \quad \varepsilon_2 = \vec{\varepsilon} \cdot \vec{r}_2.$$

Momentová podmínka rovnováhy části těla podle d'Alembertova principu

$$\vec{F}_i \times \vec{\Delta}_1 - \vec{F}_{i+1} \times \vec{\Delta}_2 + \vec{M}_i - \vec{M}_{i+1} - \vec{M}_i^* = \vec{0},$$

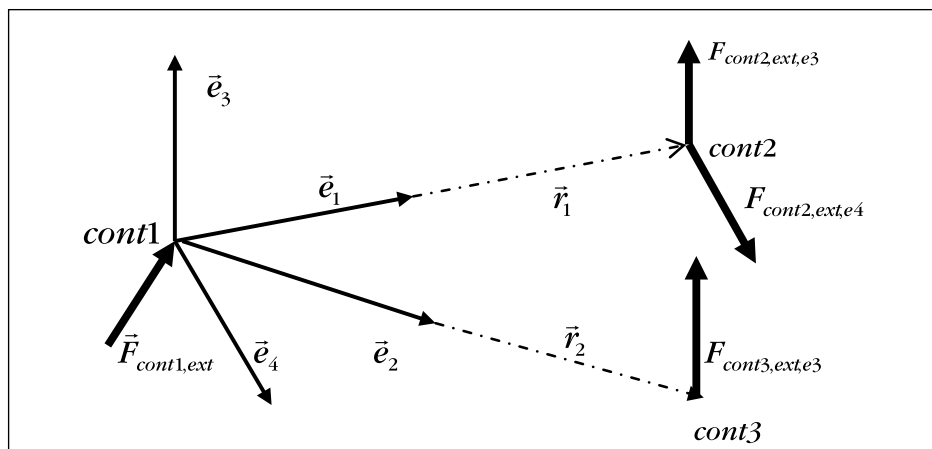
kde $\vec{F}_i, \vec{F}_{i+1}, \vec{M}_i, \vec{M}_{i+1}$ jsou koncové síly a momenty, vektory $\vec{\Delta}_1, \vec{\Delta}_2$ jsou souřadnice center tíhy.

Vnější síly a momenty jsou pouze v místech kontaktu s podložkou. Pro jediný kontaktní bod *cont* se určí $\vec{F}_{cont}, \vec{M}_{cont}$ z podmínek rovnováhy k bodu *cont*.

Jestliže se figurant dotýká podložky v bodech *cont1, cont2*, pak se předpokládá, že nenulová síla $\vec{F}_{cont1,ext}$, moment $\vec{M}_{cont2,ext}$ k ose spojující body *cont1, cont2* a síly $F_{y,cont2,ext}, F_{z,cont2,ext}$.

K výpočtu použijeme podmínky rovnováhy k bodu *cont1* a součtové podmínky rovnováhy.

Pro 3 podpory (viz **obr. 2**) *cont1, cont2, cont3* sílu $F_{cont3,ext,e3}$ určíme z momentové podmínky rovnováhy k vektoru $\vec{r}_1$, sílu $F_{cont2,ext,e3}$ k vektoru $\vec{r}_2$ a sílu $F_{cont2,ext,e4}$ k vektoru $\vec{e}_3$. Vektor síl $\vec{F}_{cont1,ext}$ určíme ze součtových podmínek rovnováhy.



Obr. 2: Podepření figuranta ve 3 bodech a reakce podložky.

Jestliže se figurant dotýká podložky ve více než 3 bodech, pak snižujeme počet podepření tak, že dvojici reakcí nahrazujeme jejich výslednicí.

Výsledky

Podle předchozího algoritmu byl systémem CDCSIS sestaven simulační program pádu figuranta. Výsledkem simulačních pokusů jsou časové průběhy sil a momentů v kloubech během pádu figuranta.

Závěr

Přesnost výsledků závisí na přesnosti a časovém kroku měření. Zdrojem nepřesnosti je šum signálu, dlouhý časový krok a výpočet zrychlení numerickým derivováním. Přesnost je možno zvýšit použitím vysokofrekvenční kamery a přímým měřením zrychlení akcelerometry.

Literatura

1. ČULÍK, J. "CDCSIS C++". Manuál - ČVUT Praha. 2008.
2. ČULÍK, J., SZABO, Z., KRUPÍČKA, R. "Human Down Fall Simulation", "Recent Advances in Mechanotronics 2008-2009", Springer-Verlag Berlin Heidelberg, 2009, str. 437-442.
3. ČULÍK, J., SZABO, Z., KRUPÍČKA, R. "Biomechanics of Human Gait simulation", CD Proceedings „11th International Congress of the IUPESM - Medical Physics and Biomedical Engineering Word Congress 2009", Munich/Germany 2009
4. ČULÍK, J. "Human Gait Simulation". Pohybové ústrojí, r. 3-4, str. 298, Spol. pro pojivové tkáně, Ambul. centrum pro vady poh. aparátu.

Poděkování

Výzkum byl podporován grantem ČVUT SM6840770012 "Trans-disciplinární výzkum v oblasti biomedicínského inženýrství".



Ortopedická protetika Praha s.r.o.

**Výrobce individuálních
ortopedicko-protetických pomůcek**

zajišťuje:

- Lékařské vyšetření pacienta a předpis pomůcky
- Zhotovení všech individuálních ortopedických pomůcek (protézy HK a DK, končetinové a trupové ortézy, měkké bandáže, ortopedickou obuv, ortopedické vložky apod.

provozní doba:

po 7.30–17.00; út–čt 7.30–16.00; pá 7.30–15.00

Ortopedická Protetika Praha s.r.o., Kloknerova 1/1245, 148 00 Praha 4
tel.: 272 932 241–6, l. 131, tel./fax: 272 937 386, e-mail: protetika@seznam.cz
Metro C stanice Chodov, dále autobus č. 118 stanice Dědinova – budova MEDICENTRUM

Partner všech zdravotních pojišťoven v ČR

Leden Únor Březen Duben Květen Červen Červenec Srpen Září Říjen Listopad Prosinec



BW/08.06.04/0360

První bisfosfonát, na který stačí myslet pouze jednou měsíčně

JEDNOU MĚSÍČNĚ
Bonviva
Acidum ibandronicum
Je jenom jedna

Držitel registračního rozhodnutí: Roche Registration Ltd., Welwyn Garden City, Velká Británie. **Registrační čísla:** EU/1/03/265/003, EU/1/03/265/004. **Účinná látka:** Acidum ibandronicum 150 mg ut Natrii ibandronas monohydricus 168,75 mg. **Indikace:** Léčba osteoporózy u žen po menopauze se zvýšeným rizikem zlomenin. Bylo prokázáno snížení rizika zlomenin obratlů, účinnost na zlomeniny křčku proximálního femuru nebyla stanovena. **Kontraindikace:** Hypokalcémie, hypersenzitivita na ibandronovou kyselinu nebo na kteroukoli pomocnou látku. **Dávkování a způsob podávání:** K perorálnímu podání. Doporučená dávka je jedna 150mg tableta jednou měsíčně. Tableta by měla být užita každý měsíc ve stejný kalendářní den. **Zvláštní upozornění:** Před zahájením léčby přípravkem musí být upravena hypokalcémie. Stejně by měly být léčeny jiné poruchy kostního a minerálního metabolismu. U všech pacientek je důležitý dostatečný příjem vápníku a vitamínu D. Užívání bisfosfonátů může být spojeno s dysfagií, vznikem ezofagitidy a jícnových nebo žaludečních vředů. Zvýšená opatnost při současném užívání s NSAIDs. Přípravek není doporučován u pacientek s hodnotami clearance kreatininu pod 30 ml/min. U některých pacientek (většinou onkologických) léčených bisfosfonáty byla hlášena osteonekróza čelisti. **Těhotenství a laktace:** Přípravek by neměl být podáván během těhotenství a kojení. **Klinicky významné interakce:** *Interakce s potravou:* Pacientky by měly před užitím přípravku dodržet celonoční lačnění (alespoň 6 hodin) a neměly by přijímat potravu další hodinu po požití přípravku. *Interakce s ostatními léčivými přípravky:* Pacientky by neměly užít jiný perorální léčivý přípravek alespoň 6 hodin před a 1 hodinu po užití přípravku. Nebyly prokázány interakce s tamoxifenem nebo hormonální substituční terapií (estrogeny). Při podání přípravku současně s H2 blokátory nebo jinými aktivními látkami zvyšujícími pH žaludku je nutná úprava dávkování. **Klinicky významné nežádoucí účinky:** Časté nežádoucí účinky léčivého přípravku (> 1/100, 1/10), které byly zaznamenány ve studiích a jejichž výskyt může dle zkoušejících souviset s léčbou přípravkem: dyspepsie, neasea, bolest břicha, průjem, nadýmání, gastroezofageální reflux, bolest hlavy, únava, myalgie, artralgie, vyrážka. **Dostupná balení:** Bonviva 150 mg 1 nebo 3 tablety. **Podmínky pro uchování:** Žádné zvláštní podmínky uchování. **Poslední revize textu:** 13. 10. 2006.